



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**EFEITO DO JATEAMENTO DE DIFERENTES ABRASIVOS EM
BLOCOS DE ZIRCÓNIA E DISSILICATO DE LÍTIO NA ADESÃO
A RESINA COMPOSTA**

Trabalho submetido por
Sara Condeço Ameixoeira e Pinto Teixeira
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Outubro de 2019



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**EFEITO DO JATEAMENTO DE DIFERENTES ABRASIVOS EM
BLOCOS DE ZIRCÓNIA E DISSILICATO DE LÍTIO NA ADESÃO
A RESINA COMPOSTA**

Trabalho submetido por
Sara Condeço Ameixoeira e Pinto Teixeira
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por
Prof. Doutora Inês Caldeira Fernandes

e coorientado por
Prof. Doutora Alexandra Pinto

Outubro de 2019

AGRADECIMENTOS

À minha orientadora Prof. Doutora Inês Caldeira Fernandes, pela disponibilidade e prontidão, por todo o apoio que me deu neste último ano, pelo exemplo e pela ajuda fundamentais para a concretização deste trabalho.

À Prof. Doutora Alexandra Pinto pela coorientação, disponibilidade e simpatia, sem as quais este trabalho não teria sido o mesmo.

Ao Prof. Doutor Mário Polido pelo acesso ao Laboratório de Biomateriais.

Ao Prof. Doutor Luís Proença, pela ajuda e paciência na análise estatística.

Ao Professor Luís Costa por toda a ajuda na preparação das cerâmicas.

À 3M ESPE por terem cedido o material para a execução deste trabalho.

Ao Instituto Universitário Egas Moniz, a todos os professores, funcionários, colegas e amigos que fizeram parte deste percurso.

À minha mãe por ser o meu exemplo a todos os níveis e à minha família por todo o apoio.

À Joana Cabrita por ser a minha editora, amiga e irmã de outra mãe que me inspirou a tirar este curso. Sabes bem que não teria sido capaz sem a tua ajuda.

Às minhas amigas Sara, Ana, Ju e todas as outras que fazem parte do gang, obrigada pelo apoio e por aturarem uma meia pessoa.

À minha colega de box Perrine Saiz com quem partilhei tantos momentos, com quem aprendi e com quem me ri durante todos estes anos. Obrigada por aturares o meu mau humor matinal.

À Rosa Ferreira que me mostrou que tudo é possível com coragem e determinação. Foste e és um exemplo, obrigada por toda a amizade e por todas as gargalhadas destes últimos anos.

À Paula Cunha obrigada por todo o apoio, sem ti teria sido muito mais difícil.

RESUMO

Objetivo: Este estudo *in vitro* pretendeu avaliar a influência da utilização de jato de óxido de alumínio com e sem sílica na adesão da resina composta à zircónia e dissilicato de lítio

Materiais e Métodos: Foram obtidos 30 blocos zircónia (Zirconia Translucent 95H12) e 30 blocos de dissilicato de lítio (IPS e.max Press) com dimensões de 4x4x5 mm. Os blocos foram divididos aleatoriamente consoante o tipo de pré-tratamento a que foram submetidos (n= 10 zircónia e n=10 dissilicato de lítio): a) grupo de controlo sem pré-tratamento; b) grupo jateado com Al_2O_3 e c) grupo jateado com Cojet. Posteriormente todos os blocos foram preparados com um *primer* cerâmico (Relyx ceramic *primer*), aplicado o sistema adesivo (Scotchbond Universal) e reparados com resina composta cor A3 Filtek Z250. Metade das amostras foram armazenadas na estufa a 37°C durante 1 semana e a outra metade sujeita a termociclagem por 5000 ciclos entre 5-55°C com um tempo de espera de 20s e 5s de transferência. De seguida os espécimes foram seccionados em palitos e sujeitos a microtração a uma velocidade de 1mm/min. Os tipos de falha foram observados e classificados através de um esteromicroscópio. Na análise estatística foram aplicados o teste Saphiro-wilk, three-way ANOVA e comparação múltipla posterior de Tukey ($p<0.05$).

Resultados: Tanto na zircónia como no dissilicato o grupo com maior valor de resistência adesiva foi o Cojet envelhecido na estufa ($28,18\pm4,49$ MPa e $26,44\pm3,05$ MPa) e o mais baixo o controlo envelhecido na termociclagem ($8,68\pm3,01$ MPa e $10,03\pm1,84$ MPa). Houve diferenças significativas entre o tipo de jateamento e o tipo de cerâmica ($p<0.05$), mas não houve diferenças no tipo de envelhecimento. Nos grupos de controlo as falhas adesivas foram predominantes e nos restantes foram predominantes as falhas adesivas e mistas.

Conclusões: Pelos resultados obtidos, concluiu-se que o tipo de tratamento de superfície utilizado e o tipo de cerâmica interferem na capacidade de adesão à resina composta.

Palavras-Chave: Dissilicato de lítio, Zircónia, Jateamento, Resina Composta

ABSTRACT

Objective: The aim of this *in vitro* study was to evaluate the effect of aluminium oxide sandblasting and aluminium oxide reinforced with silica sandblasting on resin composite adhesion to zirconia and lithium disilicate.

Materials and Methods: Thirty zirconia blocks (Translucent Zirconia 95H12, ZirkonZahn) and 30 lithium disilicate blocks (IPS e.max Press; Ivoclar Vivadent) with 4x4x5 mm were fabricated. The blocks were randomly divided according the type of pre-treatment (n = 10 zirconia and n = 10 disilicate): a) control group without pre-treatment; b) group sandblasted with Al₂O₃ and c) group sandblasted with Cojet. Subsequently, a Relyx ceramic primer was applied along with the adhesive system (Scotchbond Universal) and repaired with A3 Filtek Z250 resin composite. Half of the blocks were stored in deionized water at 37°C for 1 week and the other half were subjected to 5000 thermocycles at 5-55°C with a waiting time of 20s and 5s of transfer. Then the samples were sectioned into beams and subjected to microtensile bond test at a speed of 1mm/min. The types of fractured surfaces were observed and classified by stereomicroscope. Statistical analysis was performed using the Saphiro-wilk test, three-way ANOVA and Tukey's multiple comparison test ($p < 0.05$).

Results: In the zirconia and disilicate groups the highest bond strength was obtained with Cojet and storage of 1 week at 37°C (28.18 ± 4.49 MPa and 26.44 ± 3.05 MPa). The lowest bond strength was observed in the control groups aged with thermocycling (8.68 ± 3.01 MPa and 10.03 ± 1.84 MPa). There were significant differences between the blasting type and the ceramic type ($p < 0.05$), but there were no differences in the type of aging. In the control groups the adhesive failures were predominant and in the remaining groups both adhesive and mixed failures were predominant.

Conclusions: This study revealed that the type of surface treatment used, and the type of ceramics had an effect on the bond strength of resin composite.

Keywords: Lithium Disilicate, Zirconia, Sandblasting, Resin Composite

ÍNDICE GERAL

I. INTRODUÇÃO	15
1. Cerâmicas Dentárias	15
2. Classificação microestrutural	16
2.1. Cerâmicas vítreas.....	16
2.1.1. Cerâmicas vítreas com cargas cristalinas ou sintéticas	17
2.1.1.1. Dissilicato de lítio	18
2.1.2. Cerâmicas infiltradas por vidro	19
2.2. Cerâmicas policristalinas.....	20
2.2.1. Zircônia.....	21
2.3. Cerâmicas com matriz de resina.....	22
3. Fraturas nas restaurações cerâmicas	23
3.1. Técnicas de reparação de cerâmicas	26
4. Adesão à cerâmica	27
4.1. Técnicas de adesão mecânicas.....	28
4.2. Técnicas de adesão químicas.....	33
4.3. Sistemas adesivos	35
4.4. Resinas compostas.....	37
II. OBJETIVO E HIPÓTESES	41
III. MATERIAIS E MÉTODOS.....	43
1. Tipo de estudo e local.....	43
2. Lista de Materiais	43
2. Preparação dos espécimes	43
3. Jateamento dos blocos	46
4. Adesão dos blocos	47
5. Divisão por Subgrupos, Armazenamento e termociclagem	48
6. Teste de resistência à microtração (μ -TBS)	50
7. Modo de falha.....	52
8. Análise Estatística	53
IV. RESULTADOS	55
1. Análise estatística da resistência adesiva	55
2. Análise estatística do modo de falha	61
V. DISCUSSÃO	63
VI. CONCLUSÃO	71
VII. BIBLIOGRAFIA	73

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 – Classificação das cerâmicas com base na microestrutura	16
Figura 2 – Imagem SEM (1000x) de dissilicato de lítio IPS e.max CAD jateada com Cojet	30
Figura 3 – Esquematização da ação do Al_2O_3 reforçado por sílica na superfície da zircónia	31
Figura 4 – C - Imagem SEM (1000x) de Zircónia (Prettau Zirconia; Zirkonzahn) jateada com Al_2O_3 e D - Imagem SEM (1000x) zircónia (Prettau Zirconia; Zirkonzahn) jateada com Cojet.....	32
Figura 5 – Disco de zircónia (Zirconia Translucent 95H12; ZirkonZahn).....	44
Figura 6 – Ingot de dissilicato de lítio (IPS e.max Press; Ivoclar Vivadent)	44
Figura 7 – Micrótopo de tecidos duros Accutom -50 (Struers Inc., Cleveland OH, EUA).....	44
Figura 8 – Forno cerâmico 5000/G2; Programat® EP; Ivoclar Vivadent).....	44
Figura 9 – Bloco de zircónia.....	45
Figura 10 – Preparação de blocos de dissilicato de lítio.....	45
Figura 11 – Forno cerâmico Keramikofen 1500; Zirkonzahn.....	45
Figura 12 – Jateamento dos blocos com Al_2O_3 50 μm	46
Figura 13 – Embalagem de Al_2O_3 50 μm (Dentaurum; Germany)	46
Figura 14 – Jateamento dos blocos com Al_2O_3 reforçado por sílica	47
Figura 15 – Embalagem de Cojet (3M ESPE, St. Paul, MN, USA).....	47
Figura 16 – Aplicação do <i>primer</i> cerâmico nos blocos	47
Figura 17 – Aplicação do sistema adesivo (Scotchbond™ Universal)	48
Figura 18 – Adição de incrementos de resina composta (Filtek Z250).....	48
Figura 19 – Fotopolimerização dos blocos por 40s com luz de alta intensidade	48
Figura 20 – Espécimes armazenados na estufa	49
Figura 21 – Estufa de incubação (Mettert INE 400, Schwabach, Alemanha).....	49
Figura 22 – Termocicladora (Thermocycler THE-1100/1200 - SD Mechatronik, Germany).....	49
Figura 23 – Corte dos blocos em espécimes no micrótopo de tecidos duros Accutom-50 (Struers, Ballerup, Dinamarca).....	51
Figura 24 – Corte dos blocos em espécimes numa máquina de corte (IsoMet® 1000; Buehler)	51
Figura 25 – Espécimes do grupo 5	51
Figura 26 – Espécimes montados nos jigs.....	51
Figura 27 – Máquina de testes universal (Shimadzu Autograph AG-IS 50 kN).....	52
Figura 28 – Espécime sujeito a testes de tração	52
Figura 29 – Esteromicroscópio ótico (Leica ATC 2000)	53

Figura 30 – Espécime montado no esteromicroscópio.....	53
Figura 31 – Falha mista num espécime do grupo 5	53

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 – Divisão dos blocos por subgrupos de acordo com o envelhecimento	50
Tabela 2 – Quadro de materiais	43
Tabela 3 - Valores da resistência adesiva à microtração após 1 semana de armazenamento e termociclagem de 5000 ciclos, em ambas as cerâmicas consoante o tipo de jateamento (média \pm desvio-padrão, em MPa).....	55
Tabela 4 – Teste Three-way ANOVA da resistência adesiva à microtração com base no tipo de jateamento, envelhecimento e tipo de cerâmica	57
Tabela 5 – Tipo de falha observado por grupo	61

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1 – Gráfico da resistência adesiva em MPa e desvio-padrão dos grupos testados.	56
Gráfico 2 – Resistência adesiva à microtração no dissilicato de lítio, após jateamento, consoante o tipo de envelhecimento	58
Gráfico 3 – Resistência adesiva à microtração na zircónia, após jateamento, consoante o tipo de envelhecimento	59
Gráfico 4 – Resistência adesiva à microtração em ambas as cerâmicas, após jateamento, envelhecidas por termociclagem	60
Gráfico 5 – Resistência adesiva à microtração em ambas as cerâmicas, após jateamento, envelhecidas na estufa	60
Gráfico 6 – Tipo de falha observado por grupo	61

ABREVIATURAS E SIGLAS

Al_2O_3 – Óxido de Alumínio

ATZ – Alumina reforçada por zircónia

Bis-GMA – bisfenol A-glicidil metacrilato

CAD/CAM – *Computer-aided Design/Computer-aided Manufacturing*

$^{\circ}\text{C}$ – graus Celsius

IC – intervalos de confiança

K_2O – Óxido de Potássio

La_2O_3 – Óxido de Lantânio

Li_2O – Óxido de Lítio

MDP – 10-metacriloiloxidecil dihidrogenofosfato

μTBS – *Microtensile bond strenght*

mm – Milímetro

MPa – MegaPascal

μm – Micrómetro

nm – Nanómetro

O – Oxigénio

P_2O_5 – Pentóxido de Fósforo

SEM – *Scanning electron microscope*

SBS – *Shear bond strength*

Si – Silício

SiC – Carbetto de Silício

Si-OH – Silanol

Si-O-Si – Siloxano

SO₂ – Dióxido de silício

SPSS – Statistical Package for the Social Sciences

TEGMA – Trietilenoglicol dimetacrilato

UDMA – Uretano Dimetacrilato

Y₂O₃ – Óxido de ítria

Y-TZP – Zircónia reforçada por ítria

ZnO – Óxido de Zinco

ZTA – Zircónia reforçada por alumina

I. INTRODUÇÃO

1. Cerâmicas Dentárias

As cerâmicas são materiais inorgânicos, metálicos e não metálicos que incluem óxidos metálicos, boretos, carbonetos, nitretos, silicatos e misturas complexas destes (Giordano & McLaren, 2010; Ho & Matinlinna, 2011). A sua estrutura é multifásica com uma fase cristalina, arranjo regular, podendo apresentar ligações covalentes ou iônicas, e rodeada por uma fase vítrea translúcida (Giordano & McLaren, 2010; Ho & Matinlinna, 2011). São materiais rígidos, frágeis, com baixa resistência à fratura e fracos quando colocados em tensão, no entanto, são resistentes a forças compressivas (Giordano & McLaren, 2010; Peumans, De Munck, Van Meerbeek, Valjakova, & Mishevskia, 2016).

As primeiras próteses cerâmicas surgiram em 1774 criadas por Duchateau e Dubois e a primeira coroa cerâmica feldspática foi introduzida em 1886 por Land (Conrad, Seong, & Pesun, 2007; Ho & Matinlinna, 2011; Zhang & Kelly, 2017). Estas primeiras cerâmicas dentárias eram constituídas por uma elevada percentagem de vidro feldspático sendo frágeis e de baixa dureza (Zhang & Kelly, 2017). Em 1965 McLean adicionou óxido de alumínio (Al_2O_3) à cerâmica feldspática para aumentar as suas propriedades mecânicas. Contudo, o seu uso era limitado devido à baixa resistência ao desgaste, baixa resistência à tração, fragilidade, e propagação de *cracks* (Conrad et al., 2007; Guess et al., 2011).

Na medicina dentária as cerâmicas têm 3 principais indicações como: coroas metalocerâmicas e prótese parcial fixa; restaurações puramente cerâmicas que englobam *inlays*, *onlays*, coroas, facetas e pontes anteriores; e próteses totais cerâmicas (Ho & Matinlinna, 2011). Durante mais de 40 anos as coroas metalocerâmicas foram as mais usadas, mas devido às necessidades estéticas e de biocompatibilidade tem havido, nas últimas décadas, necessidade de desenvolver restaurações totalmente cerâmicas (Arami, Tabatabaei, Namdar, Safavi, & Chiniforush, 2014; Conrad et al., 2007; Gamal, Gomaa, & Abdellatif, 2017; Guess et al., 2011; Ho & Matinlinna, 2011; Kocaağaoğlu, Manav, & Albayrak, 2017; Zhang & Kelly, 2017). Há diversos tipos de cerâmica disponíveis no mercado sendo as de dissilicato de lítio e de zircónia as mais utilizadas na prática clínica (Gamal et al., 2017; Mumcu, Erdemir, Özsoy, Tekbas-atay, & Özcan, 2019).

Estão descritos diversos sistemas de classificação de cerâmicas. Podem ser divididas pela sua microestrutura que engloba a quantidade, tipo de fase cristalina e composição vítrea; pela técnica de processamento laboratorial que inclui sistema de pó/liquido, prensada ou *Computer-aided Design/Computer-aided Manufacturing* (CAD/CAM); pela sua aplicação clínica; pelas suas propriedades mecânicas como a resistência à fratura e dureza; pela sua capacidade em ser condicionada e pela temperatura com que são processadas sendo divididas em cerâmicas de alta fusão (1315°C-1370°C), de fusão média (1090°C-1260°C), de baixa fusão (870°C-1065°C) e de fusão ultra baixa (650°C-850°C) (Giordano & McLaren, 2010; Gracis, Thompson, Ferencz, Silva, & Bonfante, 2015; Ho & Matinlinna, 2011).

A figura 1 representa uma proposta de classificação das cerâmicas com base na classificação microestrutural.

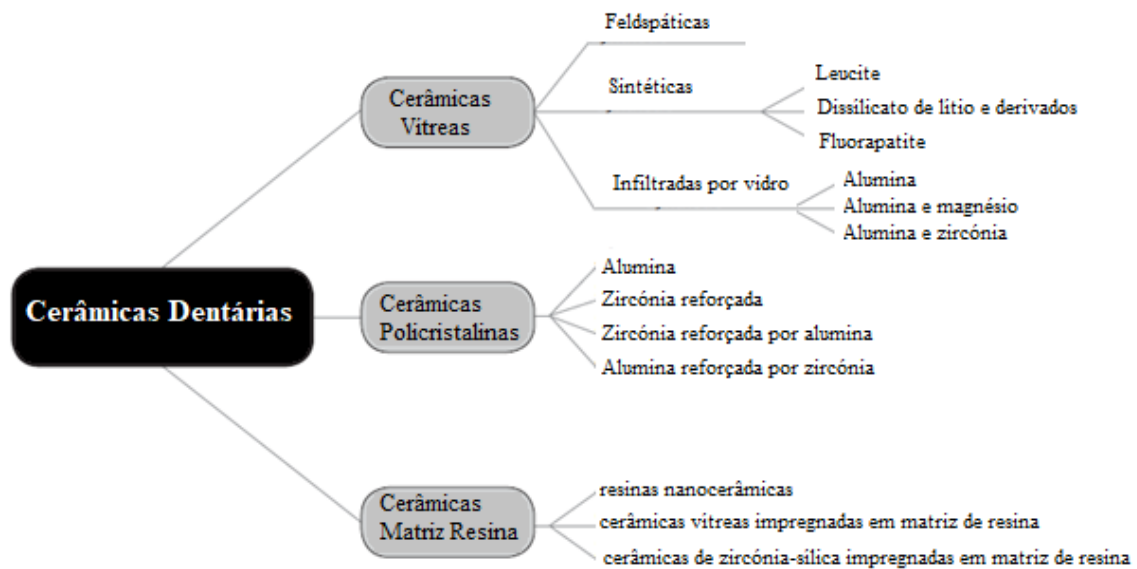


Figura 1 – Classificação das cerâmicas com base na microestrutura (Adaptado de Gracis et al., 2015).

2. Classificação microestrutural

2.1. Cerâmicas vítreas

Nesta categoria estão inseridas as cerâmicas feldspáticas, sintéticas e as cerâmicas infiltradas por vidro (Gracis et al., 2015).

As cerâmicas feldspáticas são as cerâmicas mais tradicionais e contêm elevadas percentagens de sílica ou silicatos (Ho & Matinlinna, 2011). São compostas por aluminossilicato hidratado, sílica ou óxido de sílica, e feldspato natural (mistura de aluminossilicatos de potássio e sódio) (Gracis et al., 2015; Ho & Matinlinna, 2011; Kelly & Benetti, 2011). São cerâmicas extremamente biocompatíveis, estéticas, de baixa densidade, resistentes a ataques químicos, resistentes à compressão, não deterioram com o tempo, estando, portanto, indicadas para *inlays*, *onlays* e facetas (Gomes, Assunção, Rocha, & Santos, 2008; Ho & Matinlinna, 2011).

As cerâmicas à base de feldspato apresentavam elevada taxa de fratura devido à sua natureza frágil (Ho & Matinlinna, 2011). Para combater esta fragilidade adicionaram-se cargas cristalinas que permitiram aumentar o coeficiente de expansão térmica, tornando-as passíveis de ser usadas como material estético aderido a ligas metálicas ou núcleos cerâmicos (Gomes et al., 2008; Gracis et al., 2015; Guess et al., 2011; Ho & Matinlinna, 2011). Como exemplo de cerâmica feldspática está disponível a Vita Mark II (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) (Ho & Matinlinna, 2011; Zhang & Kelly, 2017).

2.1.1. Cerâmicas vítreas com cargas cristalinas ou sintéticas

Para melhorar as propriedades mecânicas e controlar a opalescência, cor e opacidade foram adicionadas, de forma sintética, cargas cristalinas às cerâmicas vítreas (Kelly & Benetti, 2011; Zhang & Kelly, 2017). Estas cargas cristalinas reduzem o aumento dos *cracks* e diminuem a sua formação (Ho & Matinlinna, 2011). Nesta categoria inserem-se as cerâmicas de leucite, dissilicato de lítio e fluorapatite (Gracis et al., 2015).

A primeira carga cristalina adicionada foi a leucite, um mineral composto por aluminossilicato de potássio, que apresenta um coeficiente de expansão térmica superior ($20 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$) às cerâmicas feldspáticas ($8 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$). Ao adicionar 17 a 25% de leucite às cerâmicas estas ficaram termicamente compatíveis com as ligas metálicas (coeficiente de 12 a $14 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$) fator que permitiu melhorar a durabilidade e resistência das restaurações (Gracis et al., 2015; Kelly & Benetti, 2011; Zhang & Kelly, 2017).

A leucite foi escolhida como carga por apresentar um índice refratário semelhante ao das cerâmicas feldspáticas, permitindo aumentar a resistência sem aumentar a opacidade

(Kelly & Benetti, 2011; Zhang & Kelly, 2017). Estas cerâmicas têm elevadas taxas de sucesso a longo prazo quando aderidas e suportadas por esmalte (Zhang & Kelly, 2017). No entanto, por apresentarem menor volume cristalino que as cerâmicas de dissilicato de lítio têm menor resistência à fratura, suportando cargas menores (Ho & Matinlinna, 2011). Como exemplos de cerâmicas vítreas com leucite surgem a Finesse All-Ceramic (Dentsply International) e IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (Ho & Matinlinna, 2011; Zhang & Kelly, 2017).

As cerâmicas com fluorapatite podem ser usadas com ligas metálicas ou zircônia como substratos (Gracis et al., 2015).

2.1.1.1. Dissilicato de lítio

A primeira cerâmica de dissilicato de lítio foi introduzida em 1998, pela Ivoclar Vivadent (Schaan, Liechtenstein) com o nome comercial de IPS Empress 2 (Zhang & Kelly, 2017). Era constituída por dióxido de silício (SiO_2), óxido de lítio (Li_2O), óxido de alumínio (Al_2O_3), óxido de potássio (K_2O), pentóxido de fósforo (P_2O_5), óxido de zinco (ZnO) e óxido de lantânio (La_2O_3). Apresentava uma resistência flexural de 350 MegaPascals (MPa) e elevadas taxas de fratura (9-50%) após 24 a 60 meses (Zarone, Ferrari, Mangano, Leone, & Sorrentino, 2016; Zhang & Kelly, 2017).

Para combater a elevada taxa de falha destas cerâmicas, uma nova cerâmica de dissilicato com o nome comercial IPS e.max (Ivoclar Vivadent; Schaan, Liechtenstein) foi criada em 2005. Esta cerâmica tem menor percentagem de ZnO e La_2O_3 e foram adicionados aditivos de óxido de zircônia, permitindo aumentar a resistência flexural para os 400-480 MPa. (Ho & Matinlinna, 2011; Zhang & Kelly, 2017). Os cristais são menores e distribuídos de forma mais uniforme em comparação com a IPS Empress 2 (Zarone et al., 2016).

A IPS e.max surge no mercado com duas formas: bloco de fresagem para CAD/CAM e PRESS ou injeção por método de cera perdida (Guess et al., 2011; Zarone et al., 2016; Zhang & Kelly, 2017). No método PRESS a cerâmica é aquecida a 920°C por 20 minutos formando cristais alongados com 4 micras (μm) de comprimento e 0,6 de largura que lhe

confere melhores propriedades mecânicas que as CAD, como maior resistência flexural (440 MPa vs 262MPa) e resistência à fratura (2,75 MPa vs 275 MPa) (Zarone et al., 2016; Zhang & Kelly, 2017). Já as CAD são aquecidas para obter uma forma intermediária de metassilicato de lítio (40%), mais maleável para fresar, e depois sinterizadas por 7 minutos a 840°C até obter uma cerâmica estável e esteticamente aceitável (Zhang & Kelly, 2017).

As cerâmicas de dissilicato de lítio estão indicadas para facetas, *inlays* e *onlays* posteriores, coroas anteriores, próteses parciais de 3 elementos e coroas posteriores, se fabricadas na forma monolítica (Guess et al., 2011; Ho & Matinlinna, 2011; Zarone et al., 2016; Zhang & Kelly, 2017).

2.1.2. Cerâmicas infiltradas por vidro

Esta classe de materiais engloba as cerâmicas de alumina, alumina com magnésio e alumina com zircônia, sendo pouco usadas devido à popularidade do dissilicato de lítio e da zircônia, principalmente através do fabrico por CAD/CAM (Gracis et al., 2015).

A cerâmica de alumina, foi introduzida no final dos anos 80, contém 70% de óxido de alumina e o seu reforço passa por infiltrar partículas de vidro, com lantânio, a altas temperaturas, na matriz parcialmente sinterizada de alumina (A. Della Bona, Borba, Benetti, & Cecchetti, 2007; Conrad et al., 2007; Gracis et al., 2015; Guess et al., 2011; Ho & Matinlinna, 2011; Kelly & Benetti, 2011; Zhang & Kelly, 2017). Um exemplo desta é a In-Ceram alumina (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) (Ho & Matinlinna, 2011).

O uso de partículas na matriz de alumina aumenta o índice de refração, aumenta a resistência, diminui a porosidade e diminui a viscosidade da cerâmica (Ho & Matinlinna, 2011; Zhang & Kelly, 2017). Esta apresenta uma resistência flexural (550MPa), dureza e resistência à fratura idêntica às cerâmicas 100% policristalinas de alumina (572MPa) (Kelly & Benetti, 2011; Zhang & Kelly, 2017). Está indicada para coroas unitárias e prótese parcial fixa anterior de 3 elementos (Gomes et al., 2008; Guess et al., 2011; Ho & Matinlinna, 2011).

A cerâmica de alumina e magnésio é processada de forma semelhante à de alumina, mas as partículas de vidro são infiltradas num núcleo sintético de aluminato de magnésio. Esta cerâmica tem menor resistência que a anterior e surge no mercado como In-Ceram spinell (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) (Conrad et al., 2007; Gracis et al., 2015).

Já a cerâmica de alumina com zircônia é uma modificação da cerâmica de alumina em que as partículas de óxido de zircônia são infiltradas no núcleo de óxido de alumina para aumentar a resistência da cerâmica. No entanto, é mais opaca que as restantes e surge no mercado como In-Ceram zircônia (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) (A. Della Bona et al., 2007; Gracis et al., 2015; Zhang & Kelly, 2017).

2.2. Cerâmicas policristalinas

As cerâmicas policristalinas possuem uma estrutura atômica cristalina densa e regular, que lhes confere resistência superior quando comparadas com as cerâmicas vítreas (Gracis et al., 2015; Kelly & Benetti, 2011; Wandscher et al., 2016). No entanto, são mais opacas podendo comprometer o seu uso em zonas mais estéticas (Kelly & Benetti, 2011).

A ausência de fase vítrea dificulta a sua preparação com ácido hidrofúorídrico necessitando de tempos mais longos de condicionamento ou de temperaturas mais elevadas (Gracis et al., 2015).

Foram introduzidas como materiais de núcleo cerâmico e estruturas de próteses parciais fixas com melhorias nas propriedades mecânicas, mas estética diminuta que suportam a estrutura cerâmica estética (Ho & Matinlinna, 2011; Kocaoglu et al., 2017).

Nesta categoria inserem-se as cerâmicas de alumina, zircônia e zircônia reforçada com alumina (Gracis et al., 2015).

Estas cerâmicas de alumina foram introduzidas nos anos 90 como material de núcleo para CAD/CAM. São compostas por cerca de 99,5% de Al_2O_3 , apresentam elevada dureza (17 a 20 GPa) e elevada resistência flexural (572MPa) (Gracis et al., 2015; Ho & Matinlinna, 2011; O. Kirmali, Barutçigil, Ozarslan, Barutçigil, & Harorlı, 2015; Zhang & Kelly, 2017). Devido à sua tendência para fraturar como material de núcleo e à criação

de cerâmicas com propriedades mecânicas melhoradas o seu uso tem diminuído (Gracis et al., 2015). Como exemplo desta cerâmica surge a Procera AllCeram (Nobel Biocare, Stockholm, Sweden) (Ho & Matinlinna, 2011).

A alumina reforçada por zircónia (ZTA) contém nanopartículas de zircónia na matriz de micropartículas de alumina com um total de mais de 50% de alumina por peso. Já a ATZ ou zircónia reforçada por alumina contem mais de 50% de zircónia por peso sendo que as percentagens podem variar consoante o fabricante. Estas cerâmicas apresentam maior resistência à degradação a baixas temperaturas, maior dureza e resistência à fratura quando comparadas com a zircónia estabilizada (Gracis et al., 2015).

2.2.1. Zircónia

A zircónia na sua forma pura pode apresentar-se em 3 formas: cúbica, tetragonal e monolítica e a transformação da fase tetragonal para monolítica ocorre abaixo dos 1170°C. Apresenta como propriedades: elevada densidade, homogeneidade monocristalina, radiopacidade, baixa condutividade térmica, biocompatibilidade, baixa adesão à superfície bacteriana e baixo potencial corrosivo. Para manter a zircónia na fase tetragonal à temperatura ambiente, controlar o volume de expansão e promover um aumento de resistência adicionou-se óxido de magnésio, cério, cálcio ou óxido de ítria (Y_2O_3) (Conrad et al., 2007; Gamal et al., 2017; Guess et al., 2011).

A zircónia possui um mecanismo de fortalecimento ou *transformation toughening* em que os cristais da fase tetragonal vão transformar-se para a fase monolítica, com um aumento de volume de 3-5% e aumento do stress interno. Este stress compressivo aumenta a resistência à fratura e dissipa a energia durante a transformação, o que impede a propagação de *cracks* e aumenta as propriedades da zircónia (Kimmich & Stappert, 2013) (Kimmich & Stappert, 2013; Li, Chow, & Matinlinna, 2014; Ribeiro, Caldas, Almeida J, Fonseca, & Adabo, 2018). Este mecanismo é responsável pela elevada capacidade flexural da zircónia (Kimmich & Stappert, 2013).

A zircónia reforçada (Y-TZP) apresenta as propriedades mecânicas mais favoráveis quando comparada com as restantes (Han, Kang, & Chung, 2013; Lee, Kang, Oh, Seo, & Park, 2015; Mutlu Özcan & Bernasconi, 2015; Xie, Chen, Dai, Chen, & Zhang, 2013).

Tem estabilidade química e dimensional, elevada resistência à fratura (2000N) e elevada resistência flexural (900-1200 MPa) (Conrad et al., 2007; Gomes et al., 2008; Guess et al., 2011; Mutlu Özcan & Bernasconi, 2015; Zhang & Kelly, 2017). Estas cerâmicas suportam cargas de flexão mais elevadas que as de alumina e de dissilicato de lítio (Gomes et al., 2008; Guess et al., 2011). Como exemplo da zircónia reforçada por ítria surge a Lava plus (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) (Zhang & Kelly, 2017).

Esta cerâmica surge para ser trabalhada através de CAD/CAM, podendo também ser trabalhada de forma manual, e durante a sinterização sofre uma redução de volume na ordem dos 20-25% (Conrad et al., 2007; Guess et al., 2011).

Devido à elevada biocompatibilidade e propriedades mecânicas a zircónia é usada como alternativa aos núcleos metálicos das próteses fixas metalocerâmicas (Alghazzawi, 2016; Arami et al., 2014; Bielen et al., 2015; Han et al., 2013; M. Inokoshi, De Munck, Minakuchi, & Van Meerbeek, 2014; Wandscher et al., 2016).

As restaurações de zircónia podem ser monolíticas ou compostas por núcleo de zircónia aderido a uma faceta cerâmica (Butler, Linke, & Torrealba, 2018; Seabra, Arantes-Oliveira, & Portugal, 2014). Devido à opacidade da zircónia é muitas vezes usada como núcleo para uma cerâmica feldspática estratificada (Han et al., 2013; Seabra et al., 2014).

As indicações deste tipo de cerâmica incluem restaurações de arcada completa, coroas posteriores e pontes de vários elementos, barras de suporte para próteses fixas e removíveis, postes endodônticos, *brackets* ortodônticos, elementos de conexão de implantes e o seu maior problema é a opacidade associada (Arami et al., 2014; Conrad et al., 2007; Guess et al., 2011; Zhang & Kelly, 2017).

2.3. Cerâmicas com matriz de resina

As cerâmicas de resina são constituídas por mais de 50% de partículas de cerâmica infiltradas numa matriz de resina. Surgiram na tentativa de obter uma cerâmica com um módulo de elasticidade mais próximo do módulo de elasticidade da dentina; para obter uma cerâmica com um processo de fresagem mais fácil e rápido; e para facilitar a modificação ou reparação com resina composta (Gracis et al., 2015; Zhang & Kelly, 2017).

Apresentam propriedades semelhantes ao dente natural na resistência flexural, módulo de elasticidade, dureza e resistência à fratura (Zhang & Kelly, 2017). Estas cerâmicas podem ser divididas de acordo com a sua composição inorgânica em resinas nanocerâmicas, cerâmicas vítreas impregnadas em matriz de resina e cerâmicas de zircônia-sílica impregnadas em matriz de resina (Gracis et al., 2015).

As resinas nanocerâmicas são formadas por uma matriz de resina reforçada por partículas nanocerâmicas que ocupam 80% do volume total (Gracis et al., 2015).

Já as cerâmicas vítreas impregnadas em matriz de resina são consideradas cerâmicas híbridas com 75% de cerâmica feldspática e 25% de polímero de resina. Surgem no mercado com o nome comercial Vita Enamic (VITA Zahnfabrik; Bad Säckingen, Germany). A matriz de resina é formada por uretano dimetacrilato (UDMA) e trietilenoglicol dimetacrilato (TEGMA). A parte cerâmica é composta por 58-63% de sílica (dióxido de silício), 20-23% de Al_2O_3 , 9-11% de óxido de sódio, 4-6% de óxido de potássio, 0,5-2% de trióxido de boro e menos de 1% de zircônia e óxido de cálcio (Gracis et al., 2015; Zhang & Kelly, 2017). Estão indicadas para *inlays*, *onlays*, facetas, coroas implanto-suportadas e coroas posteriores (Zhang & Kelly, 2017).

A subclasse das cerâmicas de zircônia-sílica impregnadas em matriz de resina é formada por diferentes matrizes de resina impregnadas por nanopartículas de sílica (20 nm) e zircônia (4-11nm) tal como *nanoclusters* de zircônia/sílica (0,6-10 μ m) (Wahsh & Ghallab, 2015; Zhang & Kelly, 2017). Estes *nanoclusters* facilitam o polimento e acabamento da restauração, mas facilitam a degradação e descoloração. Como exemplos desta classe surge a Lava Ultimate (3M ESPE; St. Paul, MN, USA) e a Cerasmart (Tokyo, Japan) (Zhang & Kelly, 2017).

3. Fraturas nas restaurações cerâmicas

Mesmo com o aparecimento de materiais com melhores propriedades mecânicas e técnicas de fabrico, a fratura das cerâmicas pode ocorrer em qualquer sistema, seja nas metalocerâmicas seja nas restaurações puramente cerâmicas (Ataol & Ergun, 2018b; Huang, Wang, & Gao, 2013; Kimmich & Stappert, 2013; Üstün, Büyükhatoğlu, & Seçilmiş, 2018).

As fraturas ocorrem associadas a fatores como ajustes oclusais inadequados, falha na superfície de adesão, stress interno, erros de design, hábitos parafuncionais e porosidades internas formadas durante a produção da restauração (Arami et al., 2014; Blum et al., 2012; Erdemir et al., 2014; Garbelotto, Cesar, Fukushima, Mutlu, & Volpato, 2019; Ghavam, Soleimanpour, Hashemikamangar, Ebrahimi, & Kharazifard, 2017; Hickel, Brühshaver, & Ilie, 2013; Jukka Pekka Matinlinna, Lung, & Tsoi, 2018; Neis et al., 2015; Üstün et al., 2018).

A fratura das cerâmicas está associada à resistência e tenacidade dos materiais e menos relacionada com o módulo de elasticidade e dureza. O aumento da resistência aumenta a resistência aos *cracks* iniciais e o aumento da tenacidade aumenta a resistência à propagação destes *cracks*. Uma dureza elevada diminui a suscetibilidade à deformação e desgaste à superfície (Zhang & Kelly, 2017).

A complicação clínica mais frequentemente registrada é a fratura da faceta cerâmica e do núcleo, podendo implicar a confecção de uma nova restauração (Ataol & Ergun, 2018b; Attia, 2010; Conrad et al., 2007; Hickel et al., 2013). Das complicações menores o *chipping* ou formação de *cracks* foram os mais relatados, seguido de tratamento endodôntico, descimentação e cáries (Conrad et al., 2007; Hickel et al., 2013).

A formação de *cracks* ou *chipping* são descritos como fraturas coesivas da cerâmica que não afetam a função, não necessitando a substituição da restauração (Conrad et al., 2007; Kimmich & Stappert, 2013). Estes resultam da acumulação de tensões elevadas na porção interna da estrutura da cerâmica (Hickel et al., 2013). Quando ocorrem, as restaurações podem ser polidas ou reparadas com resina composta (Conrad et al., 2007; Guess et al., 2011; Kimmich & Stappert, 2013).

Os sistemas puramente cerâmicos têm maior taxa de fratura que os sistemas metálicos nas próteses parciais fixas, no entanto, em coroas unitárias a taxa é semelhante (Kimmich & Stappert, 2013; Kocağaoğlu et al., 2017; Ribeiro et al., 2018). Nas próteses parciais fixas de dissilicato de lítio a principal falha encontrada resulta da fratura coesiva do

conector, já nas próteses parciais fixas de zircónia a principal falha é a fratura da faceta cerâmica (Conrad et al., 2007; Kimmich & Stappert, 2013; O. Kirmali et al., 2015).

Como material de núcleo, a zircónia e a faceta cerâmica apresentam diferenças nas forças flexurais. Esta diferença provoca a fratura da faceta quando é exposta a cargas menores como quando exposta a cargas parafuncionais (Guess et al., 2011; Han et al., 2013; Kocaağaoğlu et al., 2017). As diferenças nos coeficientes de expansão térmica estão também associados à falha da faceta cerâmica (Guess et al., 2011; Han et al., 2013; Kimmich & Stappert, 2013; Kocaağaoğlu et al., 2017; Li et al., 2014).

A baixa condutividade da zircónia resulta numa grande diferença de temperatura no arrefecimento entre ambas as cerâmicas e em elevado stress residual, estando associada à elevada incidência de *chipping*. As camadas espessas de cerâmica com núcleos de zircónia criam elevado stress residual à flexão, levando ao *chipping* da faceta (Guess et al., 2011; Kimmich & Stappert, 2013). Quanto maior a velocidade de arrefecimento entre as duas superfícies maior a acumulação de stress residual dentro da faceta (Kimmich & Stappert, 2013).

Apesar de serem restaurações muito resistentes à fratura a principal causa de falha da zircónia, excluindo as próteses parciais fixas, é a fratura coesiva da cerâmica com formação de *chipping* e delaminação (Agingu et al., 2018; Guess et al., 2011; Kimmich & Stappert, 2013; O. Kirmali et al., 2015; Ribeiro et al., 2018; Shafiei, Fattah, Kiomarsi, & Dashti, 2019; Zhang & Kelly, 2017).

A remoção das restaurações cerâmicas sem danificar a estrutura dentária ou a própria restauração muitas vezes não é possível (Duzyol, Sagsoz, Sagsoz, & Akgul, 2015). A tentativa de remoção pode pôr em causa a estrutura dentária remanescente, provocar o seu enfraquecimento com preparações maiores, implica um custo elevado e implica tempo (Al-Thagafi, Al-Zordk, & Saker, 2016; Arami et al., 2014; Ataol & Ergun, 2018a; Attia, 2010; D. Bona & Alvaro, 2005; Carrabba, Vichi, Louca, & Ferrari, 2017; Huang et al., 2013; Kocaağaoğlu et al., 2017; Ribeiro et al., 2018; Shafiei et al., 2019; Wahsh & Ghallab, 2015).

3.1. Técnicas de reparação de cerâmicas

Foram desenvolvidos diversos sistemas de reparação de cerâmicas pelas marcas como o *Ceramic Repair* (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), *Porcelain Repair Kit* (Bisco, IL, USA), *Clearfil Repair* (Kuraray, Japan), Cimara (Voco, Germany), *Porcelain Repair Kit* (Ultradent, USA), entre outros (Agingu et al., 2018; Hickel et al., 2013). No entanto, devido à falta de adesão duradoura entre a cerâmica e o material de reparação permanece controverso qual o protocolo que fornece resultados permanentes e favoráveis a nível de adesão (Attia, 2010; Blum et al., 2012; Hickel et al., 2013; Huang et al., 2013; O. Kirmali et al., 2015; Kocaağaoğlu et al., 2017). Estes sistemas de reparação são adaptações de diversas estratégias de condicionamento e o tratamento de superfície utilizado vai influenciar a força de adesão (Duzyol et al., 2015).

A reparação ou substituição das restaurações cerâmicas vai ser determinada pela localização e extensão da fratura e passa por algumas opções (Agingu et al., 2018; Blum et al., 2012; Duzyol et al., 2015; Hickel et al., 2013; Seabra et al., 2014). Heintze e Rousson (2010) propuseram uma classificação para o *chipping* e abordagem de reparação das cerâmicas, no entanto, não justificam os critérios que usaram para classificar os graus de *chipping*. O grau 1 corresponde a *chipping* de uma pequena superfície; grau 2 corresponde a *chipping* moderado e grau 3 *chipping* severo com exposição do núcleo (Agingu et al., 2018; Garbelotto et al., 2019; Heintze & Rousson, 2010).

Para o grau 1 de *chipping* a reparação da cerâmica pode passar pelo acabamento e polimento com brocas diamantadas e pasta de polimento (Agingu et al., 2018; Garbelotto et al., 2019; Heintze & Rousson, 2010).

Para o grau 2 de *chipping* a reparação é feita com resina composta (Agingu et al., 2018; Carrabba et al., 2017; Garbelotto et al., 2019; Heintze & Rousson, 2010; Kimmich & Stappert, 2013). Foi descrito que fazer um bisel aumenta a adesão e facilita a eliminação da transição entre a resina e a cerâmica (Agingu et al., 2018). A reparação das cerâmicas com recurso às resinas compostas promove bons resultados estéticos, é barata e de procedimento fácil (Agingu et al., 2018; Al-Thagafi et al., 2016; Arami et al., 2014; Blum et al., 2012; Carrabba et al., 2017; Erdemir et al., 2014; Hickel et al., 2013; Huang et al.,

2013; Mumcu et al., 2019; Seabra et al., 2014; Üstün et al., 2018; Wahsh & Ghallab, 2015). Esta é uma solução minimamente invasiva para reparar cerâmicas enquanto prosseguem estudos para melhorar as propriedades mecânicas das mesmas (Al-Thagafi et al., 2016).

Para o grau três de *chipping* onde a área funcional é afetada a opção passa pela substituição da restauração (Agingu et al., 2018). Esta opção, já anteriormente referida, passa pela remoção completa da restauração e envio ao laboratório para reparação ou substituição por uma nova. Este procedimento nem sempre é possível devido à dificuldade em remover a restauração sem danificar a estrutura (Kimmich & Stappert, 2013). A juntar aos fatores já falados de implicar esforço, tempo, custo e provocar desconforto ao paciente (Al-Thagafi et al., 2016; Carrabba et al., 2017; Kimmich & Stappert, 2013; Kocaağaoğlu et al., 2017; Ribeiro et al., 2018).

A reparação com resina só é viável quando o núcleo metálico ou cerâmico não se encontra exposto, permitindo manter a função e prevenir a acumulação de microrganismos na porção fraturada (Kimmich & Stappert, 2013).

4. Adesão à cerâmica

A qualidade e durabilidade da adesão vai depender do pré-tratamento aplicado e os métodos de adesão utilizados para obterem retenção micromecânica e/ou química (D. Bona & Alvaro, 2005; Neis et al., 2015; Özdemir & Aladağ, 2017). Uma combinação de tratamentos mecânicos e químicos promove melhores resultados do que se for usado apenas o tratamento químico (Agingu et al., 2018; B. Kim, Bae, Shim, & Lee, 2005; Mumcu et al., 2019; Nagaoka, Yoshihara, Tamada, Yoshida, & Meerbeek, 2018; Wandscher et al., 2016; Xie et al., 2013).

A escassez de fase vítrea, rica em sílica, não permite a união sólida com o silano, resultando em baixos valores de adesão. As cerâmicas dentárias com uma fase vítrea baixa poderão ser categorizadas como cerâmicas ácido-resistentes, nas quais o jateamento tem sido o tratamento padrão para otimizar a adesão (Agingu et al., 2018; Attia, 2010; D.

Bona & Alvaro, 2005; Kimmich & Stappert, 2013; Passos, Valandro, Bottino, Santos, & Santos, 2011).

A zircônia apresenta elevada inércia química com baixa molhabilidade e baixa energia de superfície o que torna a adesão um desafio. É fundamental criar uma superfície preparada micromecanicamente e quimicamente ativada para alcançar a melhor adesão possível a este material. Para tal, diferentes pré-tratamentos químicos e mecânicos têm vindo a ser propostos, tais como: plasma, jateamento com Al_2O_3 , jateamento com Al_2O_3 reforçado por sílica, irradiação a laser, preparação com brocas diamantadas e condicionamento químico com ácido hidrofúorídrico para tornarem a superfície rugosa (Al-Thagafi et al., 2016; Ataol & Ergun, 2018b; Bielen et al., 2015; Butler et al., 2018; Gamal et al., 2017; M. Inokoshi et al., 2014; O. Kirmali et al., 2015; Ribeiro et al., 2018; Seabra et al., 2014; Shafiei et al., 2019; Wandscher et al., 2016; Xie et al., 2013).

Na reparação das cerâmicas de dissilicato de lítio é possível usar diversos sistemas de tratamento de superfície que promovem retenção mecânica e química. Estes são semelhantes aos usados na adesão à zircônia como desgaste micromecânico através de brocas diamantadas, abrasão por jateamento com Al_2O_3 , condicionamento ácido com ácido hidrofúorídrico ou ortofosfórico. Na adesão química podem ser usados agentes de silano e sistemas adesivos (Ataol & Ergun, 2018a; Duzyol et al., 2015; Erdemir et al., 2014; Garboza et al., 2016; Neis et al., 2015; Wahsh & Ghallab, 2015).

4.1. Técnicas de adesão mecânicas

As técnicas de adesão mecânica criam microretenções na superfície das cerâmicas. O aumento da rugosidade vai aumentar a área de superfície, a energia de superfície e por sua vez a molhabilidade e a adesão (Ataol & Ergun, 2018b; Seabra et al., 2014).

A adesão micromecânica da cerâmica ou do metal à resina é feita através do jateamento ou através de condicionamento com ácido hidrofúorídrico (Kimmich & Stappert, 2013). Na literatura é descrito que ambos são meios eficazes na reparação e adesão mecânica às cerâmicas (Carrabba et al., 2017; Gomes et al., 2008).

O condicionamento ácido passa pela aplicação de ácido hidrofúorídrico nas concentrações de 2,5% a 10% durante 60 segundos. Esta técnica produz efeitos somente nas cerâmicas silicatadas pois, como já foi referido anteriormente, em cerâmicas com baixo ou nenhum teor de sílica o ácido não é suficiente para quebrar as ligações (Kimmich & Stappert, 2013; Mattiello et al., 2013).

O ácido hidrofúorídrico tem a capacidade de condicionar a cerâmica de forma seletiva atacando a fase amorfa vítrea e expondo a porção cristalina criando uma superfície porosa irregular (Ataol & Ergun, 2018b; Garboza et al., 2016; Kimmich & Stappert, 2013; Mattiello et al., 2013; Mumcu et al., 2019; Özdemir & Aladağ, 2017). Este, quebra as ligações de silicato e leva à formação de ligações insaturadas de oxigénio que se vão ligar ao silano (Kimmich & Stappert, 2013).

O ácido hidrofúorídrico não deve ser aplicado em esmalte ou em dentina e deve sempre ser aplicado com recurso a dique de borracha (Garbelotto et al., 2019; Kimmich & Stappert, 2013; Neis et al., 2015).

Outra forma de criar microrretenções é através do uso de brocas diamantadas ou discos (Agingu et al., 2018; Al-Thagafi et al., 2016; Shafiei et al., 2019). É uma forma de condicionamento abrasivo, simples de aplicar e barato (Wahsh & Ghallab, 2015). A principal desvantagem é a criação de *cracks* e é um método que danifica a superfície da cerâmica (Tzanakakis, Tzoutzas, & Koidis, 2016).

O condicionamento mecânico através do jateamento pode ser aplicado em cerâmicas, metais e tecidos dentários duros. As partículas de alumina podem ir dos 25–250 µm, aplicadas a uma pressão de 0,05-0,45 MPa, a uma distância de 5-20 mm por 5-30 segundos, variando consoante os fabricantes (Hickel et al., 2013; Tzanakakis et al., 2016).

O jateamento com Al_2O_3 é um dos métodos mais utilizados no pré-tratamento e o objetivo passa por criar uma superfície rugosa, tornando-a mais recetiva à adesão química pelo silano (Bielen et al., 2015; Gamal et al., 2017). O mesmo ocorre com o jateamento Al_2O_3 reforçado por sílica de 30 µm que surgiu em 1989 (Al-Thagafi et al., 2016; Hickel et al., 2013; Jukka Pekka Matinlinna et al., 2018). O jateamento com Al_2O_3 permite que uma camada de alumina se forme à superfície do substrato e após a silanização formar ligações

por pontes de hidrogénio Si-O-Al (Jukka Pekka Matinlinna et al., 2018; Mattiello et al., 2013). Esta ligação é mais suscetível à hidrólise e mais fraca que a ligação Si-O-Si formada nas cerâmicas vítreas ou quando se recorre ao jateamento Al_2O_3 reforçado por sílica (Jukka Pekka Matinlinna et al., 2018).

Foi sugerido que somente a criação de microrugosidades resultante da preparação mecânica não é suficiente para obter bons níveis de adesão, sendo necessário a aplicação posterior do silano (Xie et al., 2013). No mercado, para efetuar o jateamento Al_2O_3 reforçado por sílica existem produtos como o Cojet (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) e o Rocatec (3M ESPE, St. Paul, MN, USA). Na figura 2 é possível observar uma imagem de *scanning electron microscope* (SEM) do efeito do jateamento com Al_2O_3 reforçado por sílica na cerâmica de dissilicato de lítio.

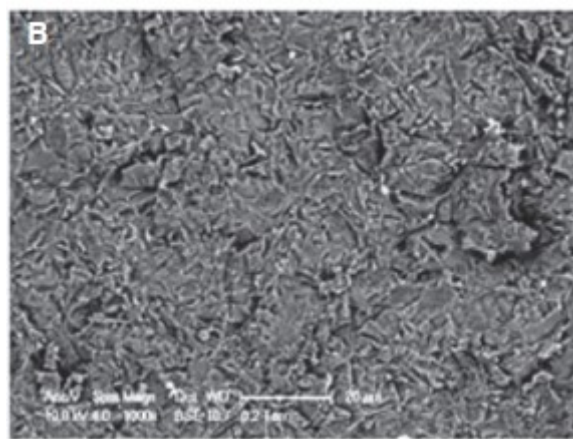


Figura 2 – Imagem SEM (1000x) de dissilicato de lítio IPS e.max CAD jateada com Cojet (adaptado de Erdemir et al., 2014).

O jateamento com Al_2O_3 atinge a cerâmica com elevada energia, criando falhas na superfície da mesma. Este, tem a capacidade de limpar, tornar rugosa, aumentar e ativar a superfície da cerâmica melhorando assim a molhabilidade e a acessibilidade química (Arami et al., 2014; Mattiello et al., 2013; Nagaoka et al., 2018). As partículas podem penetrar até 15 μm na superfície dos substratos cerâmicos e metálicos (D. Bona & Alvaro, 2005).

Na figura 3 é possível observar o efeito do jateamento com Al_2O_3 reforçado por sílica na superfície da zircônia. O jateamento permite aumentar a temperatura de forma a que as partículas fiquem aderidas à superfície mesmo após o jateamento da superfície com jato de ar, ficando disponíveis para a adesão química ao silano (Agingu et al., 2018; O. Kirmali et al., 2015; Nagaoka et al., 2018; M. Özcan, Barbosa, Melo, Galhano, & Bottino, 2007; Xie et al., 2013).

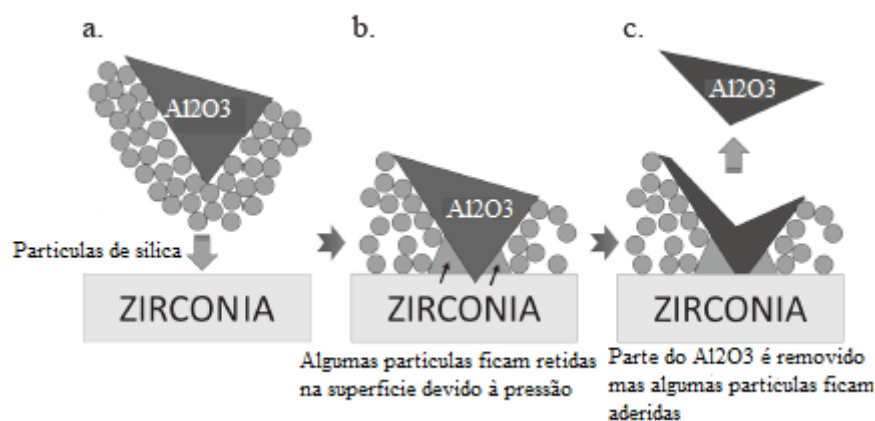


Figura 3 – Esquematização da ação do Al_2O_3 reforçado por sílica na superfície da zircônia (Adaptado de Nagaoka et al., 2018).

O sistema de jateamento reforçado por sílica tem capacidade dupla pois mesmo que as partículas de sílica não recubram a totalidade da superfície num processo conhecido por silicatização, o jateamento é capaz de provocar microretenções que vão aumentar a superfície capaz de participar na adesão à cerâmica (D. Bona & Alvaro, 2005; Nagaoka et al., 2018; Xie et al., 2013).

Alguns autores reportaram efeitos negativos do jateamento nas cerâmicas havendo o risco de microfraturas, e transformação associada à elevada pressão, o que diminui a longevidade da estrutura (Ataol & Ergun, 2018b; Butler et al., 2018; Masanao Inokoshi, Kameyama, De Munck, Minakuchi, & Van Meerbeek, 2013; Masanao Inokoshi, Poitevin, De Munck, Minakuchi, & Van Meerbeek, 2014; Kimmich & Stappert, 2013; Lee et al., 2015; Shafiei et al., 2019; Tzanakakis et al., 2016; Xie et al., 2013).

somente o jateamento devido ao potencial agressivo para os tecidos do ácido hidrofluorídrico (Blum et al., 2012; Duzyol et al., 2015; Kimmich & Stappert, 2013).

De estudos anteriores o jateamento com Al_2O_3 reforçado por sílica em combinação com um *primer* de cerâmica apresentaram os melhores resultados na adesão à zircônia (M. Inokoshi et al., 2014; Mattiello et al., 2013).

As diferenças na eficácia do jateamento com e sem partículas de sílica é ainda pouco clara desta forma são necessários mais estudos, pois à medida que o uso das cerâmicas aumenta na prática clínica, tornam-se necessários estudos *in vitro* que determinem qual o tratamento de superfície que promove a melhor adesão para este material de restauração (Bielen et al., 2015).

Mesmo com os avanços na adesão e desenvolvimento das propriedades dos materiais cerâmicos estes continuam sujeitos a fraturas e a *chipping*, o que constitui um problema estético e funcional. É importante encontrar alternativas que permitam reparar as restaurações mantendo a estrutura dentária remanescente (Al-Thagafi et al., 2016; Erdemir et al., 2014; Mumcu et al., 2019). Para tal a união cerâmica-resina composta, a longo prazo, é de importância vital (Al-Thagafi et al., 2016; D. Bona & Alvaro, 2005; Colares et al., 2013).

4.2. Técnicas de adesão químicas

A união química entre a fase orgânica do material resinoso aplicado na cerâmica e a fase inorgânica da cerâmica é dada pelo silano (Blum et al., 2012; Garboza et al., 2016; Gomes et al., 2008; Kimmich & Stappert, 2013). São as moléculas bifuncionais como o silano ou monómeros fosfatados que permitem a união (Ataol & Ergun, 2018a; Kimmich & Stappert, 2013).

Nas cerâmicas, a adesão à resina composta ocorre por uma reação de copolimerização entre os grupos metacrilato da resina/sistema adesivo e os grupos organofuncionais do silano (ex. metacrilato, acrilato) durante a polimerização da resina (Blum et al., 2012; D. Bona & Alvaro, 2005; Kimmich & Stappert, 2013; Jukka Pekka Matinlinna et al., 2018; Mattiello et al., 2013). O silano é uma molécula bifuncional que para ser ativado necessita

de sofrer uma reação de hidrólise (Jukka Pekka Matinlinna et al., 2018). A união à cerâmica ocorre quando os grupos silanol (Si-OH) da superfície da cerâmica e o grupo silanol do silano hidrolisado se unem por uma reação de condensação (Blum et al., 2012; D. Bona & Alvaro, 2005; Kimmich & Stappert, 2013; Jukka Pekka Matinlinna et al., 2018). Esta reação forma uma ligação siloxano (Si-O-Si) com água como subproduto (Blum et al., 2012; Colares et al., 2013; Kimmich & Stappert, 2013; Lee et al., 2015).

O silano atua como mediador promovendo a adesão entre a matriz orgânica e inorgânica (Baratto et al., 2015; Blum et al., 2012; Huang et al., 2013; Tzanakakis et al., 2016; Wahsh & Ghallab, 2015). A baixa viscosidade do silano leva ao aumento da energia de superfície do substrato facilitando a penetração do adesivo na cerâmica (Baratto et al., 2015; J P Matinlinna & Vallittu, 2007; Mattiello et al., 2013). Esta reação permite aumentar a molhabilidade e o ângulo de contato entre a cerâmica e a resina (Blum et al., 2012; Huang et al., 2013; Mumcu et al., 2019; Tzanakakis et al., 2016; Wahsh & Ghallab, 2015).

Cerâmicas que não possuem o grupo silanol, como a zircônia, conseguem aderir ao silano se forem jateadas com Al_2O_3 reforçado por sílica. Este jateamento vai permitir que as partículas de sílica sejam incorporadas na superfície da cerâmica para depois reagirem com o silano (Attia, 2010; Kimmich & Stappert, 2013; Jukka Pekka Matinlinna et al., 2018). A contaminação da superfície onde foi aplicado o silano com água ou outras soluções inativa a ação deste (Kimmich & Stappert, 2013).

Há diversos silanos e moléculas com monómeros bifuncionais fosfatados com afinidade para óxidos metálicos, que têm a capacidade de se ligarem quimicamente ao metal ou a cerâmicas com baixo teor de sílica obtendo uma adesão aceitável às resinas (Arami et al., 2014; Kimmich & Stappert, 2013; Mattiello et al., 2013).

Algumas das moléculas testadas mais utilizadas são 10-metacrilóiloxidecildihidrogénio fosfato (MDP) e o 3-metacriloxipropiltrimetoxisilano (MPS) que se encontram disponíveis como *primers* de cerâmica ou metálicos (Ataol & Ergun, 2018a; Kimmich & Stappert, 2013; Jukka Pekka Matinlinna et al., 2018; Mattiello et al., 2013; Xie et al., 2013). Este monómero de MDP está presente em *primers* cerâmicos, em alguns adesivos universais e em alguns adesivos *Self-etch* (Agingu et al., 2018; Ataol & Ergun, 2018b,

2018a). A adesão química pode passar pelo *primer* somente ou pelo *primer* e o adesivo (Ataol & Ergun, 2018a).

O monómero de MDP apresenta um grupo de ácido fosfórico que se liga aos grupos hidroxilo da superfície da zircónia por ligação covalente e um grupo ácido carboxilo (metacrilato) que se liga à resina composta (Seabra et al., 2014; Xie et al., 2013). Este monómero está incorporado nos novos adesivos multimodo, como o Scotchbond™ Universal (3M ESPE, St. Paul, MN, USA), e os fabricantes afirmam que promove adesão à zircónia (Seabra et al., 2014). Está descrito na literatura que estes novos adesivos multimodo podem representar uma nova abordagem à adesão das cerâmicas (Garboza et al., 2016).

4.3. Sistemas adesivos

A resistência adicional dos materiais cerâmicos deve-se à adesão entre o adesivo e os mesmos, que permite que as forças oclusais sejam igualmente distribuídas através da cerâmica e dentina (Passos et al., 2011).

Os sistemas adesivos surgem em 1949 com o primeiro adesivo indicado para adesão à dentina e em 1955 quando Buonocore apresentou os benefícios do condicionamento ácido na adesão. Nos anos 70 a *smear layer* é observada microscopicamente como uma camada de detritos que afeta a adesão (Anusavice, Shen, & Rawls, 2013; Sofan et al., 2017). Desde então diversos sistemas e técnicas foram desenvolvidas para obter a melhor adesão possível aos substratos (Anusavice et al., 2013).

Independentemente do sistema ou do número de frascos que compõem um sistema adesivo estes incluem monómeros de resina, solventes, iniciadores e inibidores, partículas de carga e outros agentes funcionais como agentes antimicrobianos (Anusavice et al., 2013). Os monómeros dos adesivos são similares aos das resinas compostas garantindo uma forte interação entre ambos (Sofan et al., 2017).

O desenvolvimento destes sistemas tem-se focado na simplificação para reduzir o tempo de manipulação e a sensibilidade da técnica. A abordagem tem sido no sentido de diminuir

o número de frascos envolvidos no processo com bons resultados de adesão química e menos tempo de trabalho (Sofan et al., 2017).

A classificação dos sistemas adesivos pode ser baseada no número de passos clínicos, estratégia de remoção da *smear layer* ou baseada na geração (Anusavice et al., 2013; Sofan et al., 2017). Evoluíram do *no-etch* ou sem condicionamento para *total-etch* ou condicionamento total e *self-etch* ou autocondicionamento (Sofan et al., 2017).

Os sistemas *etch-and-rinse* ou *total-etch* podem ser aplicados em três passos (*gold standard*) com o ácido, o *primer* e o adesivo separados em três frascos ou dois passos, com o adesivo e o *primer* juntos num só frasco (Anusavice et al., 2013; Sofan et al., 2017). Neste sistema ocorre a remoção da *smear layer* após condicionamento com ácido ortofosfórico seguido de lavagem. Os adesivos de dois passos são mais hidrofílicos, logo mais suscetíveis de sofrer degradação hidrolítica e com resultados inferiores ao de três passos (Sofan et al., 2017).

Os adesivos *self-etch* ou autocondicionamento surgem de duas formas: ácido e *primer* num só frasco com um *primer* ácido e um adesivo idêntico ao usado no sistema de três passos e os três elementos juntos num só frasco (Anusavice et al., 2013; Sofan et al., 2017). Neste sistema a *smear layer* não é removida mas têm a capacidade de a alterar, romper ou solubilizar permitindo interação com o substrato (Sofan et al., 2017).

Os últimos sistemas adesivos a serem desenvolvidos foram os sistemas universais ou multimodo com capacidade de adesão a diferentes substratos como esmalte e dentina, restaurações indiretas compostas por metais, zircônia, cerâmicas vítreas, metais, cimentos resinosos, entre outros. Neste sistema o clínico pode escolher a forma de aplicação entre *self-etch*, *etch-and-rinse* e condicionamento seletivo do esmalte. Pode usar sistema de um só frasco para *self-etch* e de dois frascos para *etch-and-rinse* e condicionamento seletivo do esmalte (Sofan et al., 2017).

A capacidade de união a diversos substratos vem do monómero funcional hidrofílico MDP que como já foi referido anteriormente pode ser uma nova abordagem na adesão às cerâmicas (Seabra et al., 2014). Alguns adesivos universais contêm ainda na sua

composição silano o que poderia eliminar o passo da silanização na adesão às cerâmicas e resinas compostas. Ainda assim há fabricantes que recomendam o uso separado do *primer* para otimizar a adesão às cerâmicas vítreas e à zircônia (Sofan et al., 2017).

4.4. Resinas compostas

As resinas compostas são passíveis de aderir a outros substratos que não o esmalte e dentina, como cerâmica e resina, através de sistemas adesivos (Wahsh & Ghallab, 2015). A força da adesão na interface de reparação vai influenciar a longevidade da restauração e a integridade da mesma depende do tipo de compósito usado nesta reparação. Está descrito na literatura que as resinas compostas microhíbridas apresentam maior força de adesão que as microparticuladas (Blum et al., 2012; Wahsh & Ghallab, 2015). Foi descrito que resinas híbridas ou com partículas maiores apresentam maiores forças de adesão que compósitos com partículas pequenas. (Agingu et al., 2018)

As resinas compostas atuais são formadas por matriz de resina, iniciadores e inibidores/estabilizadores, pigmentos, partículas de carga inorgânica e silano que liga a matriz às partículas de carga (Ferracane, 2011; Jukka Pekka Matinlinna et al., 2018). A matriz de resina é geralmente formada por monómeros de bisfenol A-glicidil metacrilato (bis-GMA), misturados com outros dimetacrilatos como TEGMA e UDMA (Ferracane, 2011; Fugolin & Pfeifer, 2017).

Dependendo da forma de polimerização que pode ser fotopolimerizável, autopolimerizável ou de dupla polimerização os iniciadores e inibidores variam. O fotoiniciador mais comum é a canforoquinona e a reação é acelerada pela reação da canforoquinona com uma amina terciária (Ferracane, 2011).

As partículas de carga, de acordo com o tamanho, forma e percentagem, têm a capacidade de melhorar as propriedades mecânicas e reduzir a contração de polimerização. Estas incluem borossilicatos, quartzo, silicato de alumínio, alumino silicato de lítio, bário, estrôncio, zircônia e vidro de zinco. Durante a polimerização o grupo organofuncional do silano reage com os monómeros de resina para formar uma ligação química, já anteriormente explicada (Jukka Pekka Matinlinna et al., 2018).

Classificando as resinas pelo tamanho das partículas de carga estas podem ser:

1 – Macroparticuladas: compostas por partículas de grandes dimensões (10-100 μ m) com elevada resistência, rugosas e de difícil polimento (Anusavice et al., 2013; Ferracane, 2011).

2 – Partículas pequenas: compostas por partículas intermedias ou pequenas (0,1-10 μ m). Surgiram depois das macroparticuladas e têm maior capacidade de polimento que as anteriores, mas são pouco resistentes ao desgaste (Anusavice et al., 2013).

3 – Microparticuladas: compostas por micropartículas (0,01-0,1 μ m). As partículas estão aglomeradas em largas cadeias tridimensionais que aumentam a viscosidade dos monómeros e dificulta o manuseamento clínico. São reforçadas por partículas coloidais de sílica (40 nm) que permitem aumentar a capacidade de polimento e translucidez. Não estão indicadas para locais de elevado stress devido à fraca resistência (Anusavice et al., 2013; Ferracane, 2011).

4 – Microhíbridas: compostas por combinação de partículas pequenas (0,1-10 μ m) e micropartículas (0,01-0,1 μ m). São reforçadas por partículas de vidro (0,4-1 μ m) e dessas partículas o dióxido de sílica (40 nm) ocupa um volume de 10-20%. Permitem manter as propriedades mecânicas das partículas pequenas com ainda melhor capacidade de polimento que as micropartículas (Anusavice et al., 2013; Ferracane, 2011). São designados por compósitos universais devido à capacidade de poderem ser usados para restaurações anteriores e posteriores e capacidade de polimento (Ferracane, 2011).

5 – Nanoparticuladas/nanohíbridas: compostas por nanopartículas (1-100nm). As partículas sofrem tratamento de superfície antes de se agregarem em cadeias. O tratamento permite diminuir a viscosidade e estas apresentam melhores propriedades óticas e de polimento. As nanopartículas podem agregar-se em *nanoclusters* esféricas dificultando a distribuição pela matriz. Com as propriedades atuais não conseguem ainda ser tão resistentes como as resinas microhíbridas ou microparticuladas e para contrariar esta deficiência são adicionadas nos monómeros partículas maiores de vidro ou partículas de resina pré-polimerizadas formando as resinas nanohíbridas (Anusavice et al., 2013;

Ferracane, 2011). Tem sido sugerido que a ligeira superioridade nas propriedades das microhíbridas em comparação com as nanohíbridas está ligada a estas partículas de resina pré-polimerizada (Ferracane, 2011).

II. OBJETIVO E HIPÓTESES

O presente trabalho tem como objetivo avaliar a influência da utilização de jato de Al_2O_3 com e sem sílica na adesão da resina composta à zircónia e dissilicato de lítio.

H1₀: O jateamento de Al_2O_3 reforçado por sílica não influencia a eficácia da adesão em zircónia face ao jateamento de Al_2O_3 .

H1₁: O jateamento de Al_2O_3 reforçado por sílica influencia a eficácia da adesão em zircónia face ao jateamento de Al_2O_3 .

H2₀: O jateamento de Al_2O_3 reforçado por sílica não influencia a eficácia da adesão em dissilicato de lítio face ao jateamento de Al_2O_3 .

H2₁: O jateamento de Al_2O_3 reforçado por sílica influencia a eficácia da adesão em dissilicato de lítio face ao jateamento de Al_2O_3 .

III. MATERIAIS E MÉTODOS

1. Tipo de estudo e local

Estudo experimental *in vitro* elaborado no laboratório de Biomateriais do Instituto Universitário Egas Moniz, sempre pelo mesmo operador.

2. Lista de Materiais

Na tabela 2 é possível observar o resumo dos materiais utilizados e respetivos nomes comerciais, fabricante, lote e composição.

Tabela 2 – Quadro de materiais

Material	Nome Comercial	Fabricante	Número de Lote	Composição
Zircónia	ICE- Zircon Translucent	ZirKonzahn	ZB7294A	ZrO ₂ ; Y ₂ O ₃ ; Al ₂ O ₃ ; SiO ₂ ; Fe ₂ O ₃ ; Na ₂ O
Dissilicato de Lítio	IPS e.max Press	Ivoclar Vivadent	R74692 R61895	SiO ₂ , Li ₂ O, K ₂ O, MgO, ZnO, Al ₂ O ₃ , P ₂ O ₅ e outros óxidos
Primer de Cerâmica	Relyx Ceramic Primer	3M ESPE	N988623	álcool etílico; água; metacriloxipropiltrimetoxisilano
Adesivo Universal	Scotchbond™ Universal	3M ESPE	901218	10- MDP; resinas dimetacrilato; HEMA; Copolímero do ácido modificado por metacrilato; nanopartículas; etanol; água; iniciadores; silano
Resina composta cor A3	Filtek Z 250	3M ESPE	N997772	BisEMA, BisGMA, TEGDMA, UDMA, zircónia, sílica, pigmentos, canforoquinona
Óxido de alumínio Reforçado por sílica	Cojet™ Sand	3M ESPE	4798204	Al ₂ O ₃ com partículas de sílica de 30µm
Óxido de alumínio	Blasting Medium	Dentaurum	473193 A	Al ₂ O ₃ 50µm

2. Preparação dos espécimes

A partir de um disco de zircónia pré-sinterizado (Zirconia Translucent 95H12 ZirKonsZahn, Italy) foram obtidos 30 blocos com dimensões de 5x5x6 mm, tendo já em conta a redução de

20% de volume aquando a sinterização (figura 5) (Al-Thagafi et al., 2016; Gamal et al., 2017; Seabra et al., 2014).

A partir de 8 *ingots* de dissilicato de Lítio no estado pré-cristalino (IPS e.max Press; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (figura 6), sinterizados de acordo com as instruções do fabricante (Programat® EP 5000/G2; Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (figura 8), foram obtidos 30 blocos com dimensões de 4x4x5 mm de espessura (figura 10) (Al-Thagafi et al., 2016).



Figura 5 – Disco de zircônia (Zirkonzahn Translucent 95H12; Zirkonzahn, Italy)

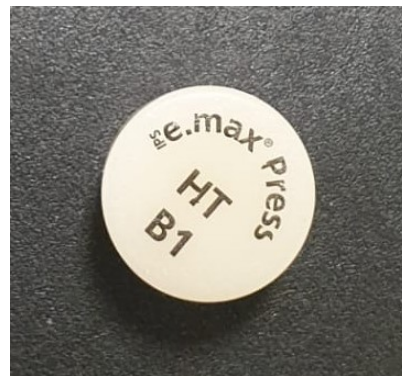


Figura 6 – Ingot de dissilicato de lítio (IPS e.max Press; Ivoclar Vivadent)

Todos os blocos sinterizados de dissilicato de lítio e pré-sinterizados de zircônia foram preparados/cortados através do micrótopo de tecidos duros Accutom -50 (Struers Inc., Cleveland OH, EUA), observado na figura 7 (Masanao Inokoshi et al., 2014).



Figura 7 – Micrótopo de tecidos duros Accutom - 50 (Struers Inc., Cleveland OH, EUA)



Figura 8 – Forno cerâmico (5000/G2; Programat® EP; Ivoclar Vivadent)

Após o corte no micrótomo de tecidos duros os 30 blocos de zircónia foram sinterizados no forno cerâmico de acordo com as instruções do fabricante (Keramikofen 1500; Zirkonzahn, Italy) ficando com um tamanho final de 4x4x5 mm de espessura (figura 9 e 11).



Figura 9 – Bloco de zircónia

Figura 10 – Preparação de blocos de dissilicato de lítio

Figura 11 – Forno cerâmico (Keramikofen 1500; Zirkonzahn, Italy)

Todos os blocos foram polidos na superfície a aderir durante 15 segundos, com papel de carbetto de silício (SiC), de grão 600 (CarbiMet®, Buehler Ltd., Lake Bluff, IL, USA) numa polidora continuamente irrigada (LaboPol; Struers, Ballerup, Denmark) (Bielen et al., 2015; Neis et al., 2015; Seabra et al., 2014). Posteriormente todos os blocos foram limpos ultrassonicamente em acetona durante 10 minutos e secos com ar comprimido (Al-thagafi et al., 2016; Masanao Inokoshi et al., 2014; Seabra et al., 2014).

De seguida os 60 blocos foram distribuídos por 6 grupos de forma aleatória:

1. 10 blocos de zircónia sem preparação mecânica como grupo de controlo.
2. 10 blocos de zircónia jateados com Al_2O_3 com 50 μm (Dentaurum; Germany).
3. 10 blocos de zircónia jateados com Al_2O_3 reforçado por sílica com 30 μm (CoJet; 3M ESPE, St. Paul, MN, USA).
4. 10 blocos de dissilicato de lítio sem preparação mecânica como grupo de controlo.
5. 10 blocos de dissilicato de lítio jateados com Al_2O_3 com 50 μm .
6. 10 espécimes de dissilicato de lítio jateados com Al_2O_3 reforçado por sílica com 30 μm .

3. Jateamento dos blocos

Procedeu-se ao jateamento dos blocos do grupo 2 e 5 com Al_2O_3 de 50 μm (Dentaurum; Germany) a uma distância de 10 mm por 15 segundos a uma pressão de 0,3 MPa (3bar). De seguida os blocos foram limpos ultrassonicamente em água destilada por 15 minutos e jateados com ar seco por 20 s, de acordo com as instruções do fabricante (figura 12 e 13).



Figura 12 – Jateamento dos blocos com Al_2O_3 50 μm



Figura 13 – Embalagem de Al_2O_3 50 μm (Dentaurum; Germany)

Os blocos do grupo 3 e 6 foram jateados com Al_2O_3 reforçado por sílica de 30 μm (CoJet; 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) a uma distância de 10 mm por 15s, a uma pressão de 0,3 MPa (3bar) e os resíduos removidos com jateamento de ar seco, de acordo com instruções do fabricante (figura 13).



Figura 14 – Jateamento dos blocos com Al_2O_3 reforçado por sílica



Figura 15 – Embalagem de Cojet (3M ESPE, St. Paul, MN, USA)

4. Adesão dos blocos

Depois do tratamento mecânico de superfície foi colocado *primer* cerâmico com silano (RelyX™ Ceramic Primer; 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) em todos os espécimes, durante 60 segundos e secos com ar comprimido de forma minuciosa (figura 16).



Figura 16 – Aplicação do *primer* cerâmico nos blocos

Após a aplicação do *primer* todos os blocos foram condicionados com o adesivo universal (Scotchbond™ Universal; 3M ESPE, St. Paul, MN, USA), aplicado durante 20 segundos seco gentilmente, durante 5 segundos com jato de ar. Posteriormente os blocos foram polimerizados durante 10 segundos, de acordo com as instruções do fabricante. De seguida foram adicionados incrementos de 3mm de resina composta (Filtek Z250 Universal Dental Restorative, cor A3; 3M St. Paul, MN, USA), sendo fotopolimerizados por 40 segundos em cada superfície com o Optilux 501 (Kerr, Middleton, USA), com

uma intensidade de 600mW/cm², de acordo com as instruções do fabricante (figura 17-19) (Seabra et al., 2014).



Figura 17 – Aplicação do sistema adesivo (Scotchbond™ Universal)



Figura 18 – Adição de incrementos de resina composta (Filtek Z250)

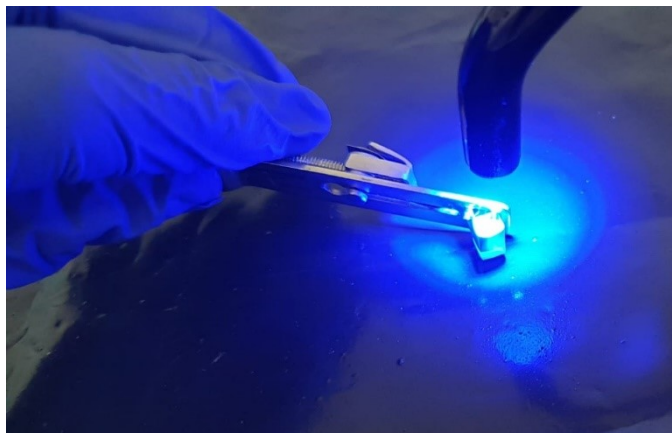


Figura 19 – Fotopolimerização dos blocos por 40s com luz de alta intensidade

5. Divisão por Subgrupos, Armazenamento e termociclagem

Após a restauração todos os blocos foram divididos em subgrupos de acordo com o tipo de envelhecimento a que seriam sujeitos. Em cada grupo 5 blocos foram armazenados durante 24 horas em água destilada para serem depois sujeitos a termociclagem e os restantes 5 armazenados por uma semana com água destilada a 37°C numa estufa de

incubação (Memmert INE 400, Schwabach, Alemanha) (figura 20 e 21) (M. Inokoshi et al., 2014; Peumans et al., 2016).



Figura 20 – Espécimes armazenados na estufa



Figura 21 – Estufa de incubação (Memmert INE 400, Schwabach, Alemanha)

Depois de 24h os 5 blocos de cada grupo foram submetidos a termociclagem por 5000 ciclos entre 5-55°C com um tempo de espera de 20s e 5s de transferência, numa termocicladora (Thermocycler THE-1100/1200 - SD Mechatronik, Germany) (figura 22) (Al-Thagafi et al., 2016; Tekçe, Tuncer, & Demirci, 2018). A tabela 1 resume as divisões por subgrupos.

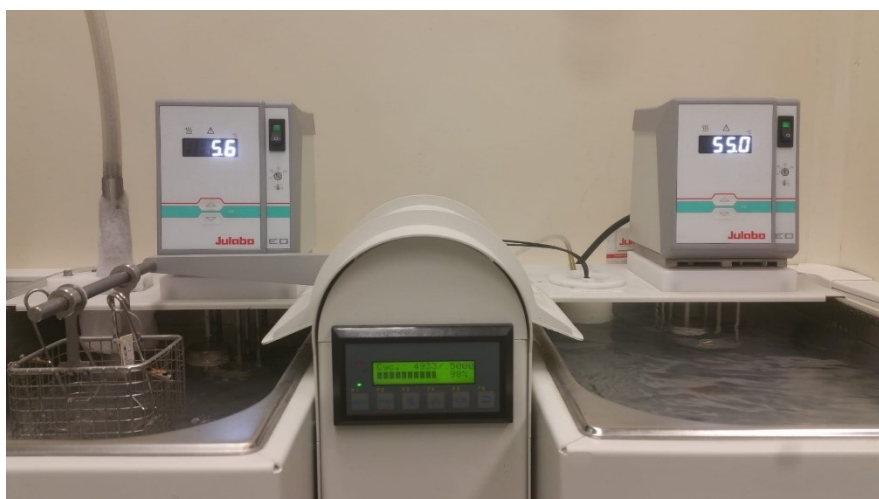


Figura 22 – Termocicladora (Thermocycler THE-1100/1200 - SD Mechatronik, Germany)

Tabela 1 – Divisão dos blocos por subgrupos de acordo com o envelhecimento

<i>Cerâmica</i>	<i>Tratamento de superfície</i>	<i>Envelhecimento</i>	<i>N</i>
<i>Zircónia</i>	Controlo	Estufa (G1)	5
		Termociclagem (G2)	5
	Al ₂ O ₃	Estufa (G3)	5
		Termociclagem(G4)	5
	Cojet	Estufa (G5)	5
		Termociclagem (G6)	5
<i>Dissilicato de Lítio</i>	Controlo	Estufa (G7)	5
		Termociclagem (G8)	5
	Al ₂ O ₃	Estufa (G9)	5
		Termociclagem (G10)	5
	Cojet	Estufa (G11)	5
		Termociclagem (G12)	5
	Total		60

6. Teste de resistência à microtração (μ-TBS)

Após a termociclagem os blocos de dissilicato de lítio foram novamente seccionados no micrótomo de tecidos duros Accutom-50 (Struers, Ballerup, Dinamarca) em palitos de 1x1x8mm ± 0,2 mm². Por cada bloco foram obtidos 4 ou 5 espécimes do centro (n=25 por grupo. N total = 150), excluindo os espécimes da periferia (figura 23) (Al-Thagafi et al., 2016).

Os blocos de Zircónia foram seccionados numa máquina de corte (IsoMet® 1000; Buehler; Illinois, USA) em palitos de 1x1x8mm ± 0,2 mm². Por cada bloco foram obtidos 4 ou 5 espécimes do centro (n=25 por grupo. N total = 150) excluindo os espécimes da periferia (figura 24 e 25) (Al-Thagafi et al., 2016).

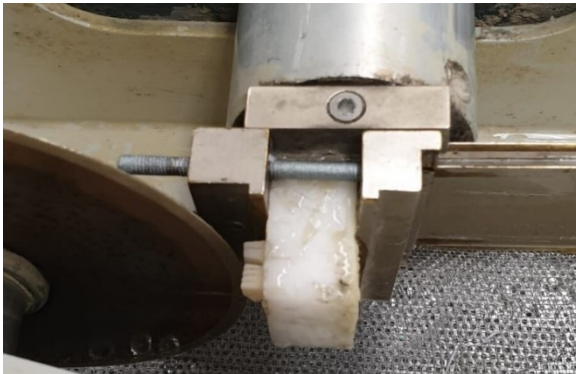


Figura 23 – Corte dos blocos em espécimes no micrótopo de tecidos duros Accutom-50 (Struers, Ballerup, Dinamarca)



Figura 24 – Corte dos blocos em espécimes numa máquina de corte (IsoMet® 1000; Buehler)

As dimensões de cada palito foram calculadas através de uma craveira digital (Storm Digital Caliper CDC/N 0-150 mm, Pontoglio, BS, Itália) de forma a obter-se a área aderida. O mesmo procedimento foi repetido ao fim de uma semana com os restantes espécimes (n=25 por cada grupo. N total = 150).



Figura 25 – Espécimes do grupo 5

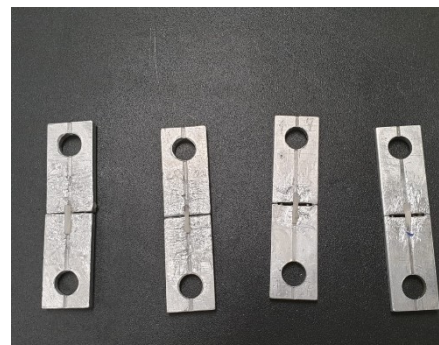


Figura 26 – Espécimes montados nos jigs

Para o teste de μ TBS cada espécime foi fixado a uma jig de aço inoxidável com cola de cianoacrilato (Zapit; Dental Ventures of America Inc, Corona, CA, USA) à máquina de testes universal (Shimadzu Autograph AG-IS 50 kN; Kyoto, Japão) e sujeito a forças de tração até se obter falha a uma velocidade de 1 mm/min (figura 26-28) (Al-Thagafi et al., 2016; Masanao Inokoshi et al., 2014; Peumans et al., 2016).



Figura 27 – Máquina de testes universal (Shimadzu Autograph AG-IS 50 kN)



Figura 28 – Espécime sujeito a testes de tração

Este teste é expresso em MPa dividindo a superfície (Newtons) no momento da fratura pela área aderida (mm^2).

7. Modo de falha

Para determinar o modo de falha todos os espécimes, sujeitos ao teste de μTBS , foram submetidos a uma magnificação de 50X num estereomicroscópio ótico (Leica ATC 2000; Leica Biosystems Nussloch GmbH). As superfícies fraturadas foram classificadas de acordo com os modos de falha em falha adesiva quando ocorreu na interface restauração-cerâmica; falha coesiva quando a falha ocorreu na cerâmica ou na resina e falha mista quando ocorre na interface de ligação e nos substratos (figura 29 a 31) (Al-Thagafi et al., 2016; Peumans et al., 2016).



Figura 29 – Esteromicroscópio ótico (Leica ATC 2000)

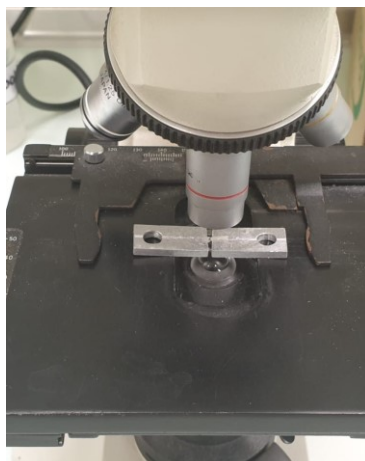


Figura 30 – Espécime montado no esteromicroscópio



Figura 31 – Falha mista num espécime do grupo 5

8. Análise Estatística

A análise estatística dos dados foi efetuada através do software IBM SPSS (*statistical Package for the Social Sciences*), v.24.0 para Windows, utilizando metodologias de análise estatística descritiva e inferencial e efetuando um *power test*, fixando, para a hipótese nula, o erro tipo 1(alfa) em 0,05 e o erro tipo 2(beta) em 0,20 (potência de 80%).

Primeiro foi efetuada a análise estatística descritiva para avaliar a distribuição das forças de adesão entre os vários grupos e os tipos de falha verificados. Para a análise de distribuição e da homogeneidade de variâncias das amostras foi utilizado o teste Saphiro-Wilk e de Levene.

Com a demonstração de que a distribuição dos resultados foi normal aplicou-se o teste three-way ANOVA para análise inferencial dos dados obtidos nos testes de tração, seguidos de testes comparação múltipla posterior de *Tukey*.

IV. RESULTADOS

1. Análise estatística da resistência adesiva

A tabela 3 e o gráfico 1 apresentam os resultados obtidos para a resistência adesiva à μ TBS. Estão representadas as médias, desvio padrão, máximos e mínimos de cada grupo.

Tabela 3 - Valores da resistência adesiva à microtração após 1 semana de armazenamento e termociclagem de 5000 ciclos, em ambas as cerâmicas consoante o tipo de jateamento (média \pm desvio-padrão, em MPa). Médias com a mesma letra e cor não são estatisticamente diferentes ($p < 0.05$)

<i>Cerâmica</i>	<i>Tratamento de superfície</i>	<i>Envelhecimento</i>	<i>Média (MPa)</i>	<i>Desvio Padrão</i>	<i>IC 95%</i>	<i>N</i>
<i>Zircónia</i>	Controlo	Estufa (G1)	10,05 ^{AB}	$\pm 1,97$	(9,24-10,86)	25
		Termociclagem (G2)	8,68 ^A	$\pm 3,01$	(7,43-9,93)	25
	Al_2O_3	Estufa (G3)	19,36 ^C	$\pm 3,26$	(18,02-20,71)	25
		Termociclagem (G4)	19,01 ^C	$\pm 3,68$	(17,74-20,27)	25
	Cojet	Estufa (G5)	28,18 ^F	$\pm 4,49$	(26,32-30,04)	25
		Termociclagem (G6)	27,69 ^F	$\pm 3,46$	(26,26-29,12)	25
<i>Dissilicato de Lítio</i>	Controlo	Estufa (G7)	12,23 ^B	$\pm 2,14$	(11,35-13,12)	25
		Termociclagem (G8)	10,03 ^{AB}	$\pm 1,84$	(9,26-10,79)	25
	Al_2O_3	Estufa (G9)	24,05 ^{DE}	$\pm 4,90$	(22,02-26,07)	25
		Termociclagem (G10)	22,81 ^D	$\pm 4,53$	(20,95-24,68)	25
	Cojet	Estufa (G11)	26,44 ^{EF}	$\pm 3,05$	(25,19-27,68)	25
		Termociclagem(G12)	22,96 ^D	$\pm 3,55$	(21,49-24,43)	25

O grupo experimental com maior valor de média de resistência adesiva foi o grupo de zircônia jateado com Cojet, envelhecido na estufa. O valor mais baixo registrado surgiu no grupo de controlo de zircônia, submetido a termociclagem, em que não foi aplicado jateamento. Os valores de resistência adesiva variaram entre os 8,68 MPa e 28,18 MPa.

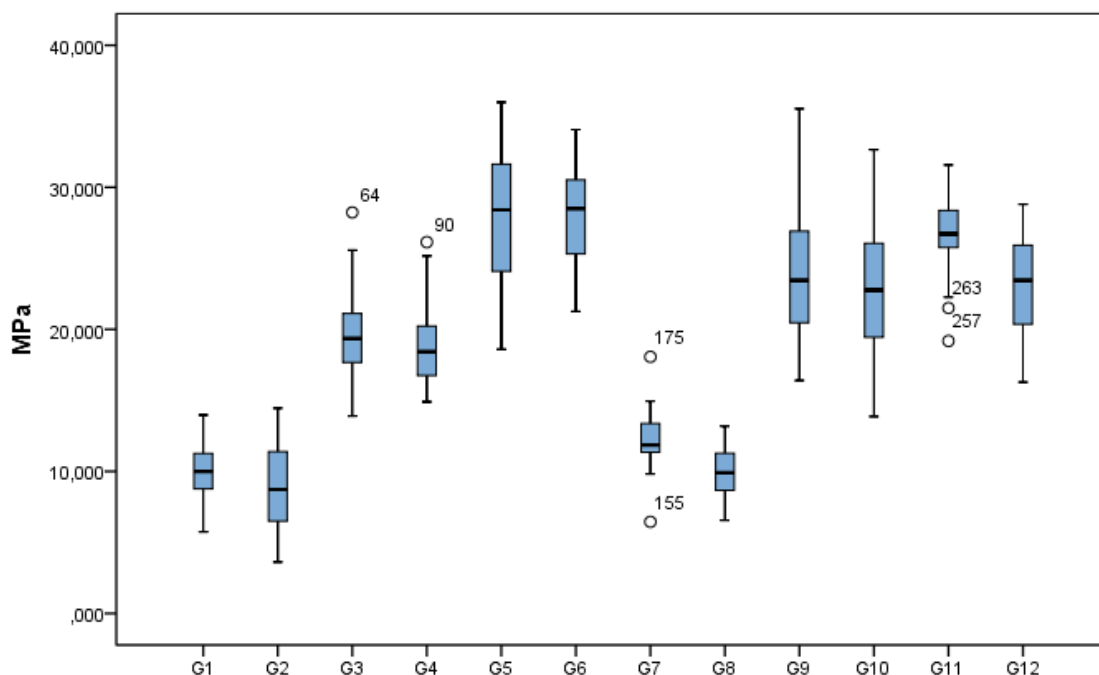


Gráfico 1 – Gráfico da resistência adesiva em MPa e desvio-padrão dos grupos testados. Zircônia (Z) e Dissilicato de lítio (DL). G1: Z/controlo/Estufa; G2: Z/Controlo/termociclagem; G3: Z/ Al₂O₃/Estufa; G4: Z/Al₂O₃/termociclagem; G5: Z/Cojet/Estufa; G6: Z/Cojet/termociclagem; G7: DL/controlo/Estufa; G8: DL/controlo/Termociclagem; G9: DL/Al₂O₃/Estufa; G10: DL/Al₂O₃/termociclagem; G11: DL/Cojet/Estufa; G12: DL/Cojet/termociclagem

No teste three-way ANOVA a variável dependente utilizada foi a resistência adesiva em MPa e as variáveis independentes usadas foram o tipo de jateamento, o tipo de envelhecimento e o tipo de cerâmica. Este teste e o teste posterior de comparação múltipla de *Tukey* demonstraram que a resistência adesiva à μ TBS foi significativamente influenciada pelo tipo de cerâmica, pelo tipo de jateamento realizado e pelo tipo de envelhecimento a que as cerâmicas foram submetidas. O tipo de envelhecimento não apresentou diferenças significativas entre o tipo de jateamento utilizado (tabela 4).

Tabela 4 – Teste Three-way ANOVA da resistência adesiva à microtração com base no tipo de jateamento, envelhecimento e tipo de cerâmica

MPa

Origem	Tipo III Soma dos Quadrados	gl	Quadrado Médio	F	Sig.	Eta parcial quadrado
Modelo corrigido	14575,476 ^a	11	1325,043	114,085	,000	,813
Intercepto	111668,914	1	111668,914	9614,615	,000	,971
COS	13526,471	2	6763,235	582,310	,000	,802
ZD	63,840	1	63,840	5,497	,020	,019
TE	173,701	1	173,701	14,955	,000	,049
ZD * TE	46,014	1	46,014	3,962	,047	,014
COS * TE	20,448	2	10,224	,880	,416	,006
COS * ZD	726,031	2	363,015	31,255	,000	,178
COS * ZD * TE	18,972	2	9,486	,817	,443	,006
Erro	3344,975	288	11,614			
Total	129589,366	300				
Total corrigido	17920,452	299				

a. R Quadrado = ,813 (R Quadrado Ajustado = ,806)

Dos espécimes de dissilicato de lítio IPS e.max press sujeitos a envelhecimento de 1 semana na estufa, os espécimes jateados com Cojet apresentaram valores estatisticamente significativos, mais elevados de resistência adesiva do que aqueles jateados com Al_2O_3 e controlo. O mesmo se aplicou quando sujeitos a termociclagem. Em todos os espécimes de dissilicato de lítio IPS e.max press os valores surgem mais elevados em todos os grupos envelhecidos na estufa (gráfico 2 e tabela 4). Ainda assim é importante referir que pelo teste de comparação múltipla de *Tukey* não houve diferenças entre o jateamento com Al_2O_3 e o jateamento com Cojet envelhecido na termociclagem (tabela 3).

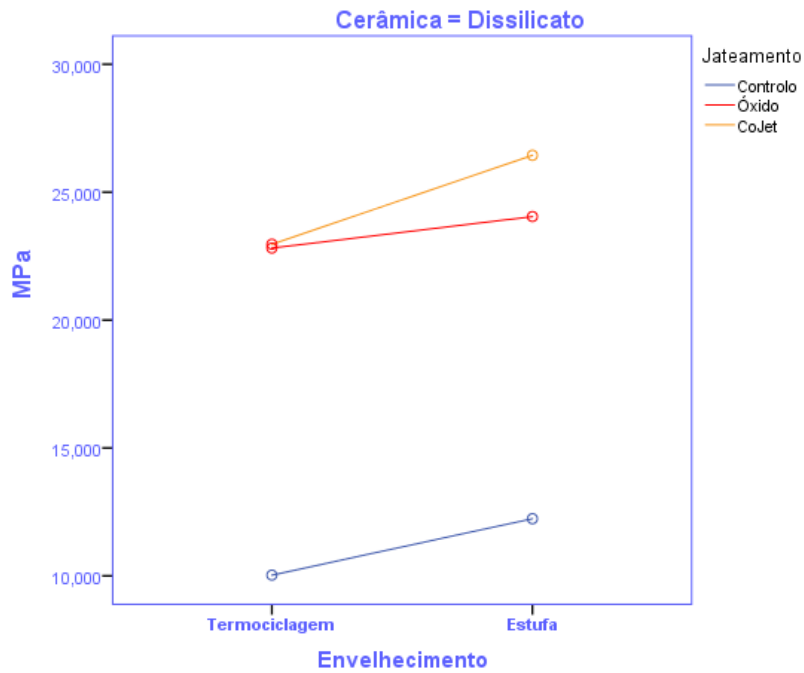


Gráfico 2 – Resistência adesiva à microtração no dissilicato de lítio, após jateamento, consoante o tipo de envelhecimento

Nos espécimes de zircónia, após 1 semana na estufa, o grupo que sofreu jateamento com Cojet apresentou valores significativamente mais elevados de resistência adesiva do que o grupo do Al_2O_3 e controlo. O mesmo se aplicou quando sujeitos a termociclagem. Nos espécimes de zircónia os valores surgem mais elevados em todos os grupos envelhecidos na estufa (gráfico 3 e tabela 4).

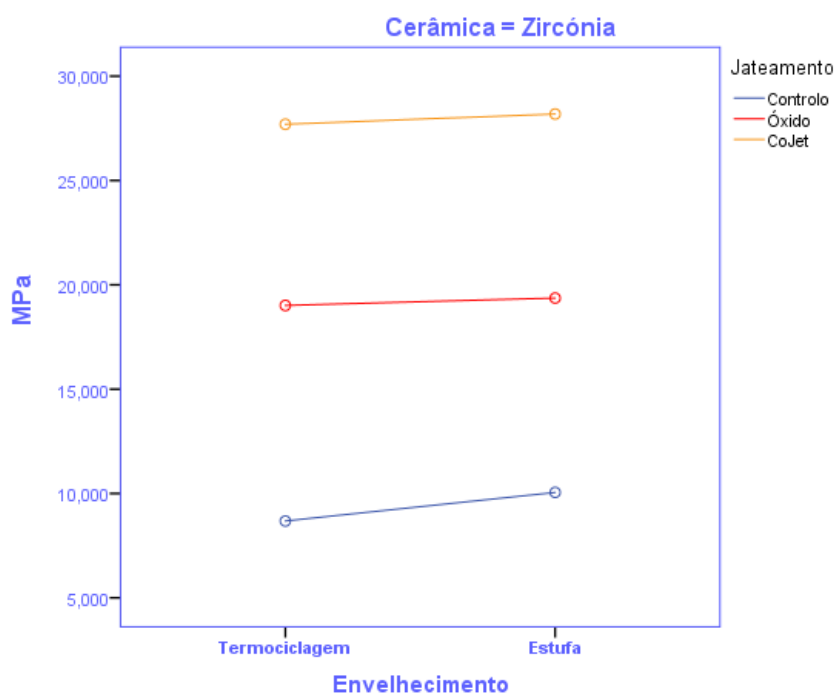


Gráfico 3 – Resistência adesiva à microtração na zircónia, após jateamento, consoante o tipo de envelhecimento

Ao analisar ambos os grupos de cerâmica, os espécimes de zircónia apresentaram valores superiores em relação ao dissilicato de lítio, tanto no envelhecimento por termociclagem como na estufa para os grupos do CoJet, no entanto, é importante referir que pela análise do teste de *Tukey* não houve diferenças estatisticamente significativas entre os grupos do CoJet da zircónia e o grupo jateado com CoJet, envelhecido na estufa, do dissilicato de lítio (tabela3). A exceção destes valores verificou-se nos grupos de controlo e jateamento com Al_2O_3 da termociclagem e estufa em que o dissilicato de lítio apresentou valores superiores. Em relação ao jateamento, os espécimes jateados com CoJet apresentaram sempre valores superiores em ambos os tipos de cerâmica (gráfico 4 e 5).

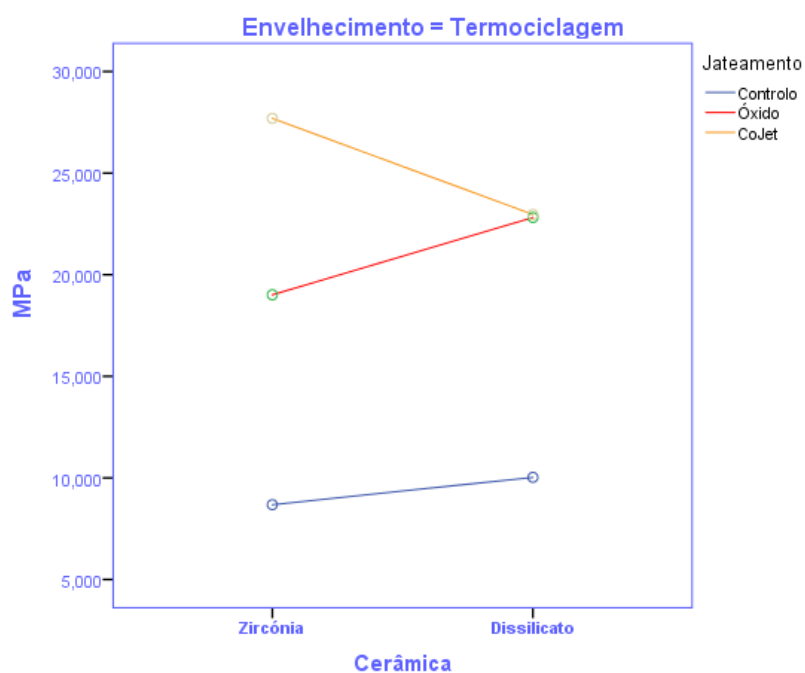


Gráfico 4 – Resistência adesiva à microtração em ambas as cerâmicas, após jateamento, envelhecidas por termociclagem

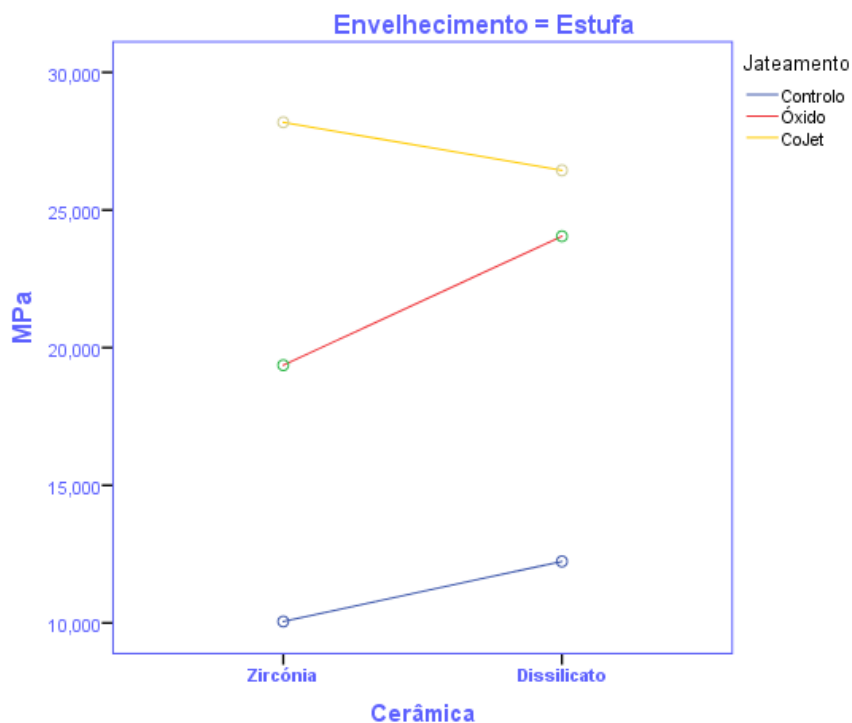


Gráfico 5 – Resistência adesiva à microtração em ambas as cerâmicas, após jateamento, envelhecidas na estufa

2. Análise estatística do modo de falha

A tabela 5 e o gráfico 6 resumizam o modo de falha para ambos os grupos. Estão descritos o número de espécimes de cada grupo, o número e a percentagem correspondente de falhas coesivas, mistas e adesivas observadas por cada grupo.

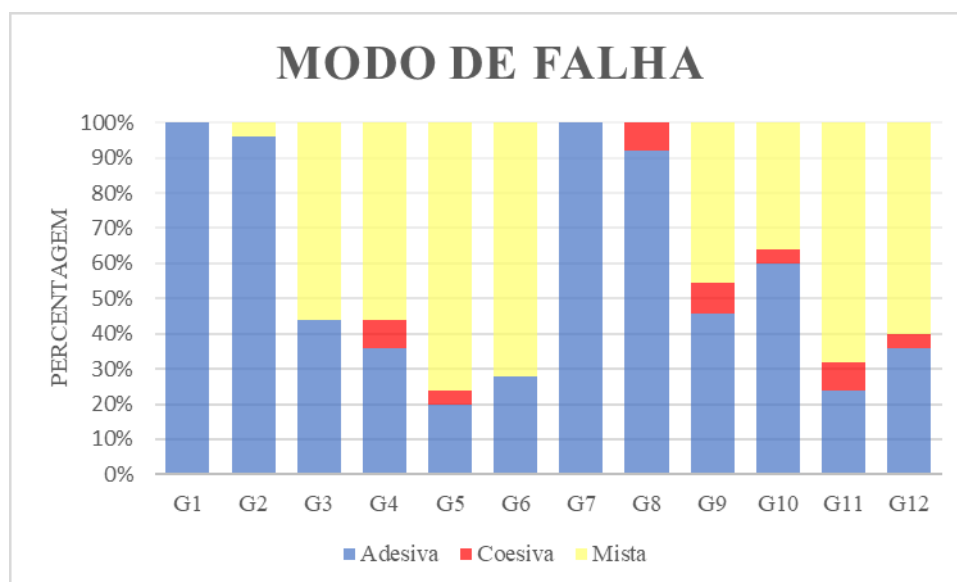


Gráfico 6 – Tipo de falha observado por grupo

Tabela 5 – Tipo de falha observado por grupo

<i>Cerâmica</i>	<i>Tratamento de superfície</i>	<i>Envelhecimento</i>	<i>Tipo de Falha</i>			<i>N</i>
			<i>Adesiva</i>	<i>Coesiva</i>	<i>Mista</i>	
<i>Zircónia</i>	controlo	Estufa (G1)	25 (100%)	0 (0%)	0 (0%)	25
		Termociclagem (G2)	24 (96%)	0 (0%)	1 (4%)	25
	Al ₂ O ₃	Estufa (G3)	11 (44%)	0 (0%)	14 (56%)	25
		Termociclagem (G4)	9 (36%)	2 (8%)	14 (56%)	25
	Cojet	Estufa (G5)	5 (20%)	1 (4%)	19 (76%)	25
		Termociclagem (G6)	7 (28%)	0 (0%)	18 (72%)	25
<i>Dissilicato de Lítio</i>	controlo	Estufa (G7)	25 (100%)	0 (0%)	0 (0%)	25
		Termociclagem (G8)	23 (92%)	2 (8%)	0 (0%)	25
	Al ₂ O ₃	Estufa (G9)	12 (48%)	1 (9%)	12 (48%)	25
		Termociclagem (G10)	15 (60%)	1 (4%)	9 (36%)	25
	Cojet	Estufa (G11)	6 (24%)	2 (8%)	17 (68%)	25
		Termociclagem (G12)	9 (36%)	1 (4%)	15 (60%)	25

V. DISCUSSÃO

Mesmo com os avanços observados nos últimos anos as fraturas e o *chipping* dos materiais cerâmicos continuam a ser um problema para clínicos e pacientes (Al-Thagafi et al., 2016; Arami et al., 2014; Blum et al., 2012). Em casos em que estas não afetam a capacidade funcional da restauração é importante existirem alternativas minimamente invasivas que possibilitem conservar a estrutura dentária remanescente (Al-Thagafi et al., 2016; Garbelotto et al., 2019; Huang et al., 2013).

A reparação através da adesão à resina composta é uma solução que oferece bons resultados estéticos, permite prolongar a longevidade da restauração e implica menos custos. Desta forma é de extrema importância obter uma boa e duradoura adesão entre as cerâmicas e a resina composta (Al-Thagafi et al., 2016; Arami et al., 2014; D. Bona & Alvaro, 2005; Colares et al., 2013).

O tipo e tamanho da fratura, juntamente com o tipo de substrato presente vai determinar o tipo de tratamento a aplicar na reparação da cerâmica (Garbelotto et al., 2019). Há diversos métodos de preparação da superfície cerâmica antes da adesão à resina composta. É consensual na literatura que após esta preparação mecânica deve ser aplicado um silano (Blum et al., 2012; Duzyol et al., 2015).

Os silanos aumentam a adesão entre a resina e a cerâmica ao aumentar a molhabilidade da cerâmica e permitir a penetração da resina nas porosidades criadas. No mercado estão disponíveis alguns adesivos universais que incorporam silano e MDP na sua composição, apresentando indicação na adesão às cerâmicas (Garboza et al., 2016; Seabra et al., 2014).

Há estudos que referem não haver diferenças entre o uso de um *primer* cerâmico de silano ou de um *primer* de silano juntamente com o adesivo (Ataol & Ergun, 2018a; Peumans et al., 2016). Neste estudo como o *primer* utilizado não possui MDP optou-se por aplicar o sistema adesivo multimodo universal (Scotchbond™ Universal; 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) tal como referido noutros estudos (Butler et al., 2018; Masanao Inokoshi et al., 2014; Seabra et al., 2014). O silano promove a infiltração do sistema adesivo nas microretenções criadas pelo jateamento pois aumenta a sua molhabilidade (M. Özcan et al., 2007).

Como já foi referido, na literatura estão descritas várias formas de condicionamento no tratamento de superfície das cerâmicas na adesão à resina composta. O facto de não haver um protocolo estabelecido dificulta a decisão dos clínicos na escolha da melhor opção que produz resultados satisfatórios na adesão às cerâmicas (Arami et al., 2014; Blum et al., 2012; Duzyol et al., 2015; Ribeiro et al., 2018).

Diversos estudos recomendam o condicionamento com ácido hidrofúorídrico seguido de silano na reparação das cerâmicas vítreas, como o dissilicato de lítio (Al-Thagafi et al., 2016; Baratto et al., 2015; Blum et al., 2012; Colares et al., 2013; Garboza et al., 2016; Ghavam et al., 2017; Huang et al., 2013; J. H. Kim, Lee, Ryu, & Park, 2013; Wahsh & Ghallab, 2015). O condicionamento ácido cria microrretenções na superfície da cerâmica ao dissolver de forma seletiva a matriz vítrea e expor a matriz cristalina (Al-Thagafi et al., 2016; Colares et al., 2013; Huang et al., 2013). O silano promove depois a ligação aos grupos metacrilato da resina por uma reação de polimerização. A outra porção do silano vai ligar-se aos grupos silanol da matriz cerâmica através de uma reação de condensação (Al-Thagafi et al., 2016; Colares et al., 2013).

Avanços na adesão levaram à introdução de outras técnicas de preparação das superfícies que incluem o jateamento com partículas de forma a aumentar a força de adesão. O primeiro a surgir foi o Al_2O_3 com partículas dos 25-250 μm com aumento na força de adesão entre cerâmica e resina (Duzyol et al., 2015).

Posteriormente surgiu o jateamento com Al_2O_3 reforçado por partículas de sílica (Cojet 3M ESPE, St. Paul, MN, USA) onde é usado trióxido de alumínio modificado por sílica. Estas partículas ficam encrustadas na superfície da cerâmica como resultado da pressão do jateamento. É descrito que estas superfícies jateadas são mais reativas quimicamente à resina composta com o silano (Duzyol et al., 2015; Nagaoka et al., 2018).

Alguns autores referem que o uso de ácido hidrofúorídrico pode ser tóxico para os tecidos logo deve ser aplicado de forma cuidadosa ou até eliminado para diminuir o potencial de risco para os pacientes e os clínicos (Blum et al., 2012; Duzyol et al., 2015; Erdemir et al., 2014; Garbelotto et al., 2019; Ghavam et al., 2017; Huang et al., 2013). Neste estudo

in vitro pretendeu-se avaliar se o jateamento com Al_2O_3 e Al_2O_3 reforçado por sílica (Cojet) apresentam valores elevados de adesão entre as resinas compostas e as cerâmicas podendo potencialmente ser uma alternativa ao condicionamento com ácido hidrofluorídrico.

Pela análise dos dados foi possível observar que o tipo de tratamento de superfície utilizado, o tipo de cerâmica e o tipo de envelhecimento interferem na capacidade de adesão à resina composta permitindo assim rejeitar a hipótese nula 1 e a hipótese nula 2 propostas.

É importante referir que grande variabilidade de métodos de envelhecimento utilizados, as diferenças nos substratos, e o tipo de teste no estudo da resistência adesiva dificulta a comparação de dados para tirar conclusões (Hickel et al., 2013; Mattiello et al., 2013; Morresi, D'Amario, Capogreco, Gatto, R., Marzo, G., D'Arcangelo, & Monaco, 2014).

Independentemente do tipo de cerâmica testada os grupos de espécimes jateados com o Cojet obtiveram valores de resistência adesiva superiores comparados aos grupos de controlo e Al_2O_3 . Estes resultados são consistentes com os obtidos por Al-Thagafi et al (2016) que indicaram que o uso de Cojet seguido de aplicação de silano melhorou a capacidade de adesão em cerâmicas vitreas e zircónia (Al-Thagafi et al., 2016; Hickel et al., 2013).

Os elevados valores dos grupos do Cojet podem ser explicados pela capacidade das partículas de sílica incorporadas no Al_2O_3 ficarem retidas na superfície da cerâmica aumentando a união química entre as partículas de sílica, o silano, o adesivo e a resina composta (Al-Thagafi et al., 2016; Nagaoka et al., 2018).

Pelos resultados é possível observar que nos grupos de controlo e jateamento com Al_2O_3 , o dissilicato de lítio apresentou valores de adesão superiores quando comparados com a zircónia. Este facto pode estar associado à capacidade do silano por si só aumentar a adesão das cerâmicas vítreas. Em materiais com baixo teor de sílica é necessário um pré-tratamento mecânico específico para aumentar a adesão (Jukka Pekka Matinlinna et al., 2018).

O mesmo se verificou no estudo de Mumcu et al (2019) em que o jateamento com Al_2O_3 , silano e adesivo apresentou valores de resistência adesiva inferiores na zircónia em

comparação com o dissilicato de lítio. Estes dados vão de encontro aos valores encontrados neste estudo em que nos grupos jateados com Al_2O_3 , o dissilicato apresentou valores superiores. Esta diferença pode estar associada à composição cristalina das cerâmicas de zircónia que não tendo sílica na sua composição a ligação criada com o silano é inferior à das cerâmicas vítreas (Jukka Pekka Matinlinna et al., 2018; Mumcu et al., 2019).

Ao observar os resultados dos grupos jateados com Al_2O_3 em comparação com os grupos jateados com Cojet é possível observar que para ambas as cerâmicas os resultados do Cojet foram superiores. Isto deve-se ao facto da ligação resultante do mecanismo de adesão pelo jateamento com Al_2O_3 (Si-O-Al) ser mais fraca que a ligação formada pelo Cojet (Si-O-Si) e mais susceptível à hidrólise (Jukka Pekka Matinlinna et al., 2018).

Estudos como Erdemir et al (2014), Huang, Wang, & Gao (2013) Neis et al (2015) e Mumcu et al (2019) indicam que a aplicação de jateamento em cerâmicas vítreas apresenta força de adesão inferior comparada com a técnica de condicionamento com ácido hidrofluorídrico. Tal não se verificou no estudo de Al-Thagafi et al (2016) ou Ozcan et al (2013) que concluíram que o Cojet apresentou melhores resultados que o ácido hidrofluorídrico (Al-Thagafi et al., 2016; Carrabba et al., 2017; Erdemir et al., 2014; M. Özcan et al., 2013).

Este estudo não avaliou o condicionamento do dissilicato de lítio com ácido hidrofluorídrico, no entanto, de acordo com os estudos acima referidos as cerâmicas preparadas com Cojet apresentaram valores superiores em comparação com o ácido hidrofluorídrico. Pelos resultados do presente estudo os valores de adesão dos grupos jateados com Cojet podem indicar que este pode ser uma alternativa viável ao ácido hidrofluorídrico.

Ao comparar os valores de μ -TBS para o dissilicato de lítio entre este estudo e Huang, Wang, & Gao (2013), os valores deste estudo são superiores para o grupo do jateamento de Al_2O_3 reforçado por sílica. Esta diferença pode ser justificada pelo facto de a cerâmica usada por Huang, Wang, & Gao (2013) ter propriedades inferiores que a utilizada neste estudo (Zhang & Kelly, 2017). Tal como o facto de terem usado um adesivo universal sem

o monômero MDP que como já foi referido anteriormente promove a adesão à cerâmica (Seabra et al., 2014).

Duzyol et al (2015) apresenta resultados de resistência adesiva à microtração do dissilicato de lítio jateado com Cojet, inferiores aos relatados neste estudo. No entanto, recorreram a uma resina composta diferente que pode justificar a diferença nos resultados. Quanto ao jateamento com Al_2O_3 no estudo de Duzyol et al (2015), este falhou durante a preparação dos espécimes, diferentes dos valores verificados no presente estudo.

No estudo de Colares et al (2013) o pré-tratamento do dissilicato de lítio com ácido hidrofluorídrico e aplicação de silano apresentaram valores superiores ao jateamento podendo ser utilizados na reparação com resina composta. Já o jateamento com Al_2O_3 apresentou valores inferiores e afirmam que deve ser evitado. Neste estudo os valores dos grupos de dissilicato de lítio jateados com Al_2O_3 foram ligeiramente superiores.

É descrito na literatura que os valores mínimos de resistência adesiva dos materiais a serem usados na cavidade oral não devem ser inferiores a 10-12 MPa (Erdemir et al., 2014). Neste estudo apenas os grupos de controlo da zircónia apresentaram valores inferiores podendo sugerir que ambas as técnicas podem ser alternativas na adesão às cerâmicas.

Os resultados deste estudo tal como diversos encontrados na literatura contrariam a indicação de que os sistemas reforçados por sílica só devem ser usados em cerâmicas ácido resistentes (Al-Thagafi et al., 2016; Blum et al., 2012; de Melo, Valandro, & Bottino, 2007; Erdemir et al., 2014).

A eficácia da adesão diminui quando a zircónia não recebe tratamento mecânico (M. Inokoshi et al., 2014). Ao aumentar a rugosidade da zircónia através do jateamento permite aumentar a área de retenção micromecânica, a energia de superfície, a molhabilidade e como consequência a adesão (Seabra et al., 2014).

O jateamento com partículas de Al_2O_3 de 50 μm é eficaz no aumento de rugosidade da superfície da zircónia, no entanto, para obter adesões aceitáveis é necessário aplicar um sistema adesivo que permita criar uma adesão química à cerâmica (Seabra et al., 2014).

No estudo de Xie et al (2013) que avaliou a adesão na Y-TZP, o grupo jateado com Cojet seguido da aplicação de um *primer* de silano, apresentou os valores mais elevados de SBS, em comparação com os restantes grupos inclusive jateamento com Al_2O_3 e *primer* com MDP. Estes resultados são semelhantes aos obtidos no presente estudo apesar de terem sido avaliadas forças de adesão à μ TBS, indicando que é um dos métodos mais indicados na adesão a esta cerâmica.

No estudo de Han et al (2013) e Kirmali et al (2015) o grupo de zircônia reparado com Cojet apresentou valores mais elevados de resistência adesiva tal como no presente estudo. Foi observado que o jateamento melhora a molhabilidade e rugosidade da cerâmica aumentando a adesão à resina composta (Han et al., 2013) (Omer Kirmali, Kapdan, Harorli, Barutcugil, & Ozarslan, 2015).

Kim et al (2005) descreve que para cerâmicas cristalinas o melhor pré-tratamento aplicado é o jateamento com Al_2O_3 reforçado por sílica seguido de silano e no dissilicato de lítio o jateamento e o condicionamento ácido apresentaram os valores mais elevados de adesão em testes de SBS.

Quanto ao tipo de teste que avalia as forças de adesão, os testes de cisalhamento têm sido muito utilizados para testar a adesão cerâmica-resina por serem de procedimento fácil (Blum et al., 2012; A. Della Bona et al., 2007; Erdemir et al., 2014; Seabra et al., 2014). No entanto, estão associados a distribuições não homogêneas de stress juntamente com fraturas coesivas em vez de adesivas. Este fator pode levar a interpretações aumentadas e erradas de resultados (Al-Thagafi et al., 2016; Blum et al., 2012; D. Bona & Alvaro, 2005; M. Özcan et al., 2007; Passos et al., 2011; Tzanakakis et al., 2016).

Neste estudo *in vitro* os espécimes foram sujeitos a testes de μ TBS uma vez que são os mais indicados para avaliar as forças de adesão em espécimes preparados mecanicamente com jatos diferentes pois permitem uma distribuição uniforme das forças ao longo de espécimes de pequenas dimensões e as falhas são observadas principalmente na interface adesiva (Al-Thagafi et al., 2016; D. Bona & Alvaro, 2005; Carrabba et al., 2017; Huang et al., 2013; M. Özcan et al., 2007; Passos et al., 2011).

Na avaliação das forças de adesão o envelhecimento em água destilada tem sido um dos métodos mais utilizados. Este tenta reproduzir a degradação hidrolítica que pode levar à quebra das ligações covalentes criadas pelos *primers*, pois a absorção da água pode levar à disrupção da interface da adesão (Xie et al., 2013). Tenta também reproduzir a hidrólise da matriz de resina e do silano (M. Özcan et al., 2007). Os métodos de envelhecimento por norma diminuem a força adesiva inicial (Ataol & Ergun, 2018b; Tzanakakis et al., 2016).

Outro dos testes mais utilizados para avaliar o desempenho dos materiais nos testes *in vitro* é a termociclagem. Este teste permite simular o processo fisiológico de envelhecimento que os materiais sofrem quando colocados na cavidade oral (Attia, 2010; Morresi et al., 2014; Tzanakakis et al., 2016).

Os efeitos da termociclagem na adesão ocorrem de duas formas: primeiro a hidrólise dos componentes da interface pode ser acelerada levando à fraca polimerização dos oligómeros de resina (Morresi et al., 2014; Shafter, Jain, Wicks, & Nathanson, 2017). Segundo, um aumento da contração térmica, o aumento do coeficiente de expansão e a contração repetitiva dos materiais de restauração provoca fadiga e redução dos valores de adesão, podendo levar à quebra da resina na interface (Morresi et al., 2014; Shafter et al., 2017; Tzanakakis et al., 2016). Este facto pode justificar a diminuição de valores de adesão após termociclagem em comparação com a estufa verificada em ambos os grupos.

Em 1994 a *International Organization for Standardization* (ISO TR 11450) considerou que 500 ciclos em água, com intervalos de 5-55°, era suficiente para simular o envelhecimento dos materiais na cavidade oral. No entanto, diversos estudos sugerem que 500 ciclos representam o mínimo para representar um envelhecimento adequado em testes de adesão (Morresi et al., 2014; Shafter et al., 2017).

Gale e Darvell (1999) sugeriram que um ano clínico corresponde a um envelhecimento de 10.000 ciclos na termocicladora, ainda assim este valor estipulado não é consensual (Gale & Darvell, 1999). É descrito na literatura que a termociclagem com 5000 ciclos é um método de envelhecimento válido e apresenta valores de adesão inferiores comparados com água aquecida e tratamento com ácido cítrico (Hickel et al., 2013).

Desta forma, neste estudo foram aplicados 5000 ciclos em água destilada tal como nos estudos de (Al-Thagafi et al., 2016; Ataol & Ergun, 2018b; Tekçe et al., 2018).

Ao analisar os resultados obtidos do modo de falha é possível observar que os grupos de controlo apresentaram principalmente falhas adesivas em concordância com Al-Thagafi et al., (2016) e Ataol & Ergun, (2018b). Falhas adesivas são indicativas de valores de adesão inferiores em testes de SBS e μ TBS, sendo a interface adesiva o elemento mais fraco (Makishi et al., 2016; Mutlu Özcan, Felipe, Amaral, Leite, & Antonio, 2009; Seabra et al., 2014).

Valores superiores de SBS e μ TBS são vistos em falhas mistas havendo fratura na interface e no substrato (A. Della Bona et al., 2007; Seabra et al., 2014). Estes valores surgem mais elevados nos grupos do Cojet tanto da zircónia como do dissilicato de lítio estando em concordância com o estudo de Al-Thagafi et al., (2016), Colares et al., (2013) e Seabra et al., (2014).

VI. CONCLUSÃO

Com todas as limitações deste estudo *in vitro* é possível concluir que:

- O tipo de tratamento de superfície utilizado e o tipo de cerâmica interferem na capacidade de adesão à resina composta. A adesão à resina composta foi superior na zircônia quando jateada com Cojet em comparação com o dissilicato de lítio, mas esta diferença não foi estatisticamente significativa. Quando jateadas com Al_2O_3 sem sílica a adesão ao dissilicato de lítio é superior.
- O jateamento com partículas de Al_2O_3 50 μm e jateamento com partículas de Al_2O_3 reforçado por sílica 30 μm foi eficaz na adesão à resina composta. No entanto, o tratamento de superfície através do jateamento com Al_2O_3 reforçado por sílica apresentou valores de adesão superiores para a zircônia e dissilicato de lítio, após aplicação do silano e sistema adesivo.
- De acordo com os dados obtidos neste estudo *in vitro* as forças de adesão conseguidas entre as resinas compostas e ambos os tipos de cerâmica, após jateamento com Cojet e Al_2O_3 50 μm , parecem suficientes para a reparação de uma restauração em zircônia e dissilicato de lítio. Estes dados indicam também que o Cojet pode ser potencialmente usado como alternativa ao ácido hidrofluorídrico para evitar o potencial tóxico do mesmo.
- A resina composta é capaz de aderir de forma satisfatória às cerâmicas dentárias podendo ser uma alternativa viável à reparação das mesmas levando a uma abordagem minimamente invasiva que permite aos clínicos poupar dinheiro, tempo e material em novas restaurações além de fornecer uma alternativa esteticamente aceitável aos pacientes.

Ainda assim são necessários mais estudos a longo prazo que avaliem a eficácia e viabilidade destas reparações com resina composta. Tal como estudos que avaliem se o tipo de resina composta interfere na adesão às diferentes cerâmicas. Assim como estudos que avaliem a eficácia de diferentes tipos de jateamento, ou aplicação de laser, em

comparação com o ácido hidrofúorídrico e o uso de diferentes sistemas adesivos na força de adesão.

VII. BIBLIOGRAFIA

- Agingu, C., Zhang, C., Jiang, N., Cheng, H., Özcan, M., & Hao, Y. (2018). Intraoral repair of chipped or fractured veneered zirconia crowns and fixed dental prosthesis : clinical guidelines based on literature review. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 32(15), 1711–1723. <https://doi.org/10.1080/01694243.2018.1443639>
- Al-Thagafi, R., Al-Zordk, W., & Saker, S. (2016). Influence of surface conditioning protocols on reparability of CAD/CAM zirconia-reinforced lithium silicate ceramic. *Journal of Adhesive Dentistry*, 18(2), 135–141. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a35909>
- Alghazzawi, T. F. (2016). Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal of Prosthodontic Research*, 60(2), 72–84. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2016.01.003>
- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (Eds.). (2013). *Phillips' science of dental materials* (12th ed.). St. Louis, Missouri: Elsevier Health Sciences.
- Arami, S., Tabatabaei, M. H., Namdar, F., Safavi, N., & Chiniforush, N. (2014). Shear Bond Strength of the Repair Composite Resin to Zirconia Ceramic by Different Surface Treatments. *Journal of Lasers in Medical Sciences*, 5(4), 171–175.
- Ataol, A. S., & Ergun, G. (2018a). Effects of surface treatments on repair bond strength of a new CAD / CAM ZLS glass ceramic and two different types of CAD / CAM ceramics. *Journal of Oral Science*, 60(2), 201–211. <https://doi.org/https://doi.org/10.2334/josnusd.17-0109>
- Ataol, A. S., & Ergun, G. (2018b). Repair bond strength of resin composite to bilayer dental ceramics. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 10(2), 101–112. <https://doi.org/10.4047/jap.2018.10.2.101>
- Attia, A. (2010). Influence of surface treatment and cyclic loading on the durability of repaired all-ceramic crowns. *Journal of Applied Oral Science*, 18(2), 194–200. <https://doi.org/10.1590/S1678-77572010000200015>
- Baratto, S. S. P., Spina, D. R. F., Gonzaga, C. C., da Cunha, L. F., Furuse, A. Y., Filho, F. B., & Correr, G. M. (2015). Silanated Surface Treatment : Effects on the Bond Strength to Lithium Disilicate Glass-Ceramic. *Brazilian Dental Journal*, 26(5), 474–477. <https://doi.org/http://dx.doi.org/10.1590/0103-6440201300354>
- Bielen, V., Inokoshi, M., De Munck, J., Naert, I., Van Meerbeek, B., Minakuchi, S., ... Vleugels, J. (2015). Bonding effectiveness to differently sandblasted dental zirconia. *Journal of Adhesive Dentistry*, 17(3), 235–242. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a34401>
- Blum, I. R., Nikolinakos, N., Lynch, C. D., Wilson, N. H. F., Millar, B. J., & Jagger, D. C. (2012). An in vitro comparison of four intra-oral ceramic repair systems. *Journal of Dentistry*, 40(11), 906–912. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2012.07.008>
- Bona, D., & Alvaro. (2005). Characterizing ceramics and the interfacial adhesion to resin:

- II- the relationship of surface treatment, bond strength, interfacial toughness and fractography. *Journal of Applied Oral Science*, 13(2), 101–109. <https://doi.org/10.1590/S1678-77572005000200002>
- Bona, A. Della, Borba, M., Benetti, P., & Cecchetti, D. (2007). Effect of surface treatments on the bond strength of a zirconia-reinforced ceramic to composite resin. *Brazilian Oral Research*, 21(1), 10–15. <https://doi.org/http://dx.doi.org/10.1590/S1806-83242007000100002>
- Butler, S., Linke, B., & Torrealba, Y. (2018). Effect of MDP-Based Primers on the Luting Agent Bond to Y-TZP Ceramic and to Dentin. *BioMed Research International*, 2018. <https://doi.org/10.1155/2018/2438145>
- Carrabba, M., Vichi, A., Louca, C., & Ferrari, M. (2017). Comparison of traditional and simplified methods for repairing CAD / CAM feldspathic ceramics. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 9(4), 257–264. <https://doi.org/https://doi.org/10.4047/jap.2017.9.4.257>
- Colares, R. C. R., Neri, J. R., Souza, A. M. B. D., Pontes, K. M. D. F., Mendonca, J. S., & Santiago, S. L. (2013). Effect of Surface Pretreatments on the Microtensile Bond Strength of Lithium-Disilicate Ceramic Repaired with Composite Resin. *Brazilian Dental Journal*, 24(4), 349–352. <https://doi.org/http://dx.doi.org/10.1590/0103-6440201301960>
- Conrad, H. J., Seong, W., & Pesun, I. J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(5), 389–404. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(07\)60124-3](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(07)60124-3)
- de Melo, R. M., Valandro, L. F., & Bottino, M. A. (2007). Microtensile bond strength of a repair composite to leucite-reinforced feldspathic ceramic. *Brazilian Dental Journal*, 18(4), 314–319. <https://doi.org/http://dx.doi.org/10.1590/S0103-64402007000400008>
- Duzyol, M., Sagsoz, O., Sagsoz, N. P., & Akgul, N. (2015). The Effect of Surface Treatments on the Bond Strength Between CAD / CAM Blocks and Composite Resin. *Journal of Prosthodontics*, 25(6), 466–471. <https://doi.org/10.1111/jopr.12322>
- Erdemir, U., Sancakli, H. S., Sancakli, E., Eren, M. M., Ozel, S., Yucel, T., & Yildiz, E. (2014). Shear bond strength of a new self-adhering flowable composite resin for lithium disilicate reinforced CAD/CAM ceramic material. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 6(6), 434–443. <https://doi.org/10.4047/jap.2014.6.6.434>
- Ferracane, J. L. (2011). Resin composite — State of the art. *Dental Materials*, 27(1), 29–38. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.020>
- Fugolin, A. P. P., & Pfeifer, C. S. (2017). New Resins for Dental Composites. *Journal of Dental Research*, 96(10), 1085–1091. <https://doi.org/10.1177/0022034517720658>
- Gale, M. S., & Darvell, B. W. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry*, 27(2), 89–99.

[https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0300-5712\(98\)00037-2](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0300-5712(98)00037-2)

- Gamal, R., Gomaa, Y. F., & Abdellatif, M. A. (2017). Microtensile bond strength and scanning electron microscopic evaluation of zirconia bonded to dentin using two self-adhesive resin cements; effect of airborne abrasion and aging. *Future Dental Journal*, 3(2), 55–60. <https://doi.org/10.1016/j.fdj.2017.07.002>
- Garbelotto, L. G. D., Cesar, P. F., Fukushima, K. A., Mutlu, D. D. S., & Volpato, C. A. M. (2019). Chipping of veneering ceramic on a lithium disilicate anterior single crown : Description of repair method and a fractographic failure analysis. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 2, 1–5. <https://doi.org/10.1111/jerd.12468>
- Garboza, C. S., Berger, S. B., Guiraldo, R. D., Fugolin, A. P. P., Gonini-Júnior, A., Moura, S. K., & Lopes, M. B. (2016). Influence of surface treatments and adhesive systems on lithium disilicate microshear bond strength. *Brazilian Dental Journal*, 27(4), 452–457. <https://doi.org/10.1590/0103-6440201600624>
- Ghavam, M., Soleimanpour, M., Hashemikamangar, S. S., Ebrahimi, H., & Kharazifard, M. J. (2017). Microshear bond strength of self-adhesive composite to ceramic after mechanical, chemical and laser surface treatments. *Laser Therapy*, 26(4), 297–304. <https://doi.org/10.5978/islm.17-OR-19>
- Giordano, R., & McLaren, E. A. (2010). Ceramics overview: classification by microstructure and processing methods. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, N.J. : 1995)*, 31(9), 26–34.
- Gomes, E. A., Assunção, W. G., Rocha, E. P., & Santos, P. H. (2008). Ceramic in dentistry: Current situation. *Ceramica*, 54(331), 319–325. <https://doi.org/http://dx.doi.org/10.1590/S0366-69132008000300008>
- Gracis, S., Thompson, V., Ferencz, J., Silva, N., & Bonfante, E. (2015). A New Classification System for All-Ceramic and Ceramic-like Restorative Materials. *The International Journal of Prosthodontics*, 28(3), 227–235. <https://doi.org/10.11607/ijp.4244>
- Guess, P. C., Schultheis, S., Bonfante, E. A., Coelho, P. G., Ferencz, J. L., & Silva, N. R. F. A. (2011). All-ceramic systems: Laboratory and clinical performance. *Dental Clinics of North America*, 55(2), 333–352. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2011.01.005>
- Han, I., Kang, D., & Chung, C. (2013). Effect of various intraoral repair systems on the shear bond strength of composite resin to zirconia. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 5(3), 248–255. <https://doi.org/https://doi.org/10.4047/jap.2013.5.3.248>
- Heintze, S., & Rousson, V. (2010). Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *International Journal of Prosthodontics*, 23(6), 493–502. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2011.263>
- Hickel, R., Brühaver, K., & Ilie, N. (2013). Repair of restorations - Criteria for decision making and clinical recommendations. *Dental Materials*, 29(1), 28–50. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.07.006>

- Ho, G. W., & Matinlinna, J. P. (2011). Insights on Ceramics as Dental Materials. Part I: Ceramic Material Types in Dentistry. *Silicon*, 3(3), 109–115. <https://doi.org/10.1007/s12633-011-9078-7>
- Huang, B. R., Wang, X. Y., & Gao, X. J. (2013). Effects of different surface treatments on ceramic repairs with composite. *The Chinese Journal of Dental Research*, 16(2), 111–117.
- Inokoshi, M., De Munck, J., Minakuchi, S., & Van Meerbeek, B. (2014). Meta-analysis of bonding effectiveness to zirconia ceramics. *Journal of Dental Research*, 93(4), 329–334. <https://doi.org/10.1177/0022034514524228>
- Inokoshi, Masanao, Kameyama, A., De Munck, J., Minakuchi, S., & Van Meerbeek, B. (2013). Durable bonding to mechanically and/or chemically pre-treated dental zirconia. *Journal of Dentistry*, 41(2), 170–179. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2012.10.017>
- Inokoshi, Masanao, Poitevin, A., De Munck, J., Minakuchi, S., & Van Meerbeek, B. (2014). Bonding effectiveness to different chemically pre-treated dental zirconia. *Clinical Oral Investigations*, 18(7), 1803–1812. <https://doi.org/10.1007/s00784-013-1152-7>
- Kelly, J. R., & Benetti, P. (2011). Ceramic materials in dentistry: Historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal*, 56(SUPPL. 1), 84–96. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2010.01299.x>
- Kim, B., Bae, H. E. K., Shim, J. S., & Lee, K. W. (2005). The influence of ceramic surface treatments on the tensile bond strength of composite resin to all-ceramic coping materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(4), 357–362. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2005.08.012>
- Kim, J. H., Lee, S., Ryu, J. J., & Park, J. S. (2013). Fracture Load of Monolithic CAD/CAM Lithium Disilicate Ceramic Crowns and Veneered Zirconia Crowns as a Posterior Implant Restoration Jee. *Implant Dentistry*, 22(1), 66–70. <https://doi.org/10.1097/ID.0b013e318278a576>
- Kimmich, M., & Stappert, C. F. J. (2013). Intraoral treatment of veneering porcelain chipping of fixed dental restorations: A review and clinical application. *The Journal of the American Dental Association*, 144(1), 31–44. <https://doi.org/doi.org/10.14219/jada.archive.2013.0011>
- Kirmali, O., Barutçigil, Ç., Ozarslan, M. M., Barutçigil, K., & Harorlı, O. T. (2015). Repair Bond Strength of Composite Resin to Sandblasted and Laser Irradiated Y-TZP Ceramic Surfaces. *Scanning*, 37(3), 186–192. <https://doi.org/10.1002/sca.21197>
- Kirmali, Omer, Kapdan, A., Harorlı, O. T., Barutçigil, C., & Ozarslan, M. M. (2015). Efficacy of ceramic repair material on the bond strength of composite resin to zirconia ceramic. *Acta Odontologica Scandinavica*, 73(1), 28–32. <https://doi.org/10.3109/00016357.2014.946963>

- Kocaağaoğlu, H., Manav, T., & Albayrak, H. (2017). In Vitro Comparison of the Bond Strength between Ceramic Repair Systems and Ceramic Materials and Evaluation of the Wettability. *Journal of Prosthodontics*, 26, 238–243. <https://doi.org/10.1111/jopr.12381>
- Lee, J., Kang, C., Oh, J., Seo, J., & Park, J. (2015). Evaluation of shear bond strength between dual cure resin cement and zirconia ceramic after thermocycling treatment. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 7(1), 1–7. <https://doi.org/https://doi.org/10.4047/jap.2015.7.1.1>
- Li, R. W. K., Chow, T. W., & Matinlinna, J. P. (2014). Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *Journal of Prosthodontic Research*, 58(4), 208–216. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2014.07.003>
- Makishi, P., André, C. B., Silva, J. L. E., Bacelar-Sá, R., Correr-Sobrinho, L., & Giannini, M. (2016). Effect of Storage Time on Bond Strength Performance of Multimode Adhesives to Indirect Resin Composite and Lithium Disilicate Glass Ceramic. *Operative Dentistry*, 41(5), 541–551. <https://doi.org/10.2341/15-187-L>
- Matinlinna, J P, & Vallittu, P. K. (2007). Bonding of resin composites to etchable ceramic surfaces – an insight review of the chemical aspects on surface conditioning. *Journal of Oral Rehabilitation*, 34(8), 622–630. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2005.01569.x>
- Matinlinna, Jukka Pekka, Lung, C., & Tsoi, J. (2018). Silane adhesion mechanism in dental applications and surface treatments : A review. *Dental Materials*, 34(1), 13–28. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.09.002>
- Mattiello, R. D. L., Coelho, T. M. K., Insaurralde, E., Coelho, A. A. K., Terra, G. P., Kasuya, A. V. B., Favarão, I., Gonçalves, L. S., Fonseca, R. B. (2013). A Review of Surface Treatment Methods to Improve the Adhesive Cementation of Zirconia-Based Ceramics. *ISRN Biomaterials*, 2013, 1–10. <https://doi.org/10.5402/2013/185376>
- Morresi, A. L., D'Amario, M., Capogreco, M., Gatto, R., Marzo, G., D'Arcangelo, C., & Monaco, A. (2014). Thermal cycling for restorative materials : Does a standardized protocol exist in laboratory testing ? A literature review. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 29, 295–308. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2013.09.013>
- Mumcu, E., Erdemir, U., Özsoy, A., Tekbas-atay, M., & Özcan, M. (2019). Effect of surface conditioning methods on the microtensile bond strength of repair composite to indirect restorative materials. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 0(0), 1–16. <https://doi.org/10.1080/01694243.2019.1640173>
- Nagaoka, N., Yoshihara, K., Tamada, Y., Yoshida, Y., & Meerbeek, B. Van. (2018). Ultrastructure and bonding properties of tribochemical silica-coated zirconia. *Dental Materials Journal*, 1–7. <https://doi.org/10.4012/dmj.2017-397>
- Neis, C. A., Albuquerque, N. L. G., de Souza Albuquerque, I., Gomes, E. A., de Souza-Filho, C. B., Feitosa, V. P., Spazzin, A. O., Bacchi, A. (2015). Surface treatments for repair of feldspathic, leucite- and lithium disilicate-reinforced glass ceramics

- using composite resin. *Brazilian Dental Journal*, 26(2), 152–155. <https://doi.org/10.1590/0103-6440201302447>
- Özcan, M., Barbosa, S. H., Melo, R. M., Galhano, G. A. P., & Bottino, M. A. (2007). Effect of surface conditioning methods on the microtensile bond strength of resin composite to composite after aging conditions. *Dental Materials*, 23(10), 1276–1282. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2006.11.007>
- Özcan, M., Valandro, L. F., Pereira, S. M., Amaral, R., Bottino, M. A., & Pekkan, G. (2013). Effect of surface conditioning modalities on the repair bond strength of resin composite to the zirconia core/veneering ceramic complex. *J Adhes Dent*, 15(3), 207–210. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a29717>
- Özcan, Mutlu, & Bernasconi, M. (2015). Adhesion to zirconia used for dental restorations: a systematic review and meta-analysis. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 17(1), 7–26. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a33525>
- Özcan, Mutlu, Felipe, L., Amaral, R., Leite, F., & Antonio, M. (2009). Bond strength durability of a resin composite on a reinforced ceramic using various repair systems. *Dental Materials*, 25(12), 1477–1483. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.06.020>
- Özdemir, H., & Aladağ, L. İ. (2017). Effect of different surface treatments on bond strength of different resin cements to lithium disilicate glass ceramic: an in vitro study. *Biotechnology and Biotechnological Equipment*, 31(4), 815–820. <https://doi.org/10.1080/13102818.2017.1334589>
- Ozdogan, A. (2018). Investigating the Effect of Different Surface Treatments on Vickers Hardness and Flexural Strength of Zirconium and Lithium Disilicate Ceramics. *Journal of Prosthodontics*, 1–7. <https://doi.org/10.1111/jopr.12939>
- Passos, S. P., Valandro, L. F., Bottino, M. A., Santos, M. J. M. C., & Santos, G. C. (2011). Shear bond strength of resin cement bonded to alumina ceramic after treatment by aluminum oxide sandblasting or silica coating. *Journal of Prosthodontics*, 20(7), 561–565. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2011.00752.x>
- Peumans, M., De Munck, J., Van Meerbeek, B., Valjakova, E. B., & Mishevska, C. B. (2016). Bonding effectiveness of luting composites to different CAD/CAM materials. *Journal of Adhesive Dentistry*, 18(4), 289–302. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a36155>
- Ribeiro, B. R. G., Caldas, M. R. G. R., Almeida J, A. A., Fonseca, R. G., & Adabo, G. L. (2018). Effect of surface treatments on repair with composite resin of a partially monoclinic phase transformed yttrium-stabilized tetragonal zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(2), 286–291. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.02.014>
- Seabra, B., Arantes-Oliveira, S., & Portugal, J. (2014). Influence of multimode universal adhesives and zirconia primer application techniques on zirconia repair. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(2), 182–187. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.10.008>

- Shafiei, F., Fattah, Z., Kiomarsi, N., & Dashti, M. H. (2019). Influence of Primers and Additional Resin Layer on Zirconia Repair Bond Strength. *Journal of Prosthodontics*, 28(7), 826–832. <https://doi.org/10.1111/jopr.13011>
- Shafter, M., Jain, V., Wicks, R., & Nathanson, D. (2017). Effect of Thermocycling on Flexural Strength of Different CAD/CAM Material. *Journal of Dentistry & Oral Disorders*, 3(5). <https://doi.org/DOI: 10.26420/jdentoraldisord.2017.1071>
- Sofan, E., Sofan, A., Palaia, G., Tenore, G., Romeo, U., & Guido, M. (2017). Classification review of dental adhesive systems : from the IV generation to the universal type. *Annali Di Stomatologia*, 8(1), 1–17. <https://doi.org/10.11138/ads/2017.8.1.001>
- Tekçe, N., Tuncer, S., & Demirci, M. (2018). The effect of sandblasting duration on the bond durability of dual-cure adhesive cement to CAD/CAM resin restoratives. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 10(3), 211–217. <https://doi.org/10.4047/jap.2018.10.3.211>
- Tzanakakis, E. G. C., Tzoutzas, I. G., & Koidis, P. T. (2016). Is there a potential for durable adhesion to zirconia restorations? A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(1), 9–19. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.09.008>
- Üstün, Ö., Büyükhatipoğlu, I. K., & Seçilmiş, A. (2018). Shear Bond Strength of Repair Systems to New CAD/CAM Restorative Materials. *Journal of Prosthodontics*, 27(8), 748–754. <https://doi.org/10.1111/jopr.12564>
- Wahsh, M. M., & Ghallab, O. H. (2015). Influence of different surface treatments on microshear bond strength of repair resin composite to two CAD/CAM esthetic restorative materials. *Tanta Dental Journal*, 12(3), 178–184. <https://doi.org/10.1016/j.tdj.2015.06.001>
- Wandscher, V. F., Fraga, S., Pozzobon, J. L., Soares, F. Z. M., Foletto, E. L., May, L. G., & Valandro, L. F. (2016). Tribochemical glass ceramic coating as a new approach for resin adhesion to zirconia. *Journal of Adhesive Dentistry*, 18(5), 435–440. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a36892>
- Xie, H., Chen, C., Dai, W., Chen, G., & Zhang, F. (2013). In vitro short-term bonding performance of zirconia treated with hot acid etching and primer conditioning In vitro short-term bonding performance of zirconia treated with hot acid etching and primer conditioning. *Dental Materials Journal*, 32(6), 928–938. <https://doi.org/10.4012/dmj.2013-010>
- Zarone, F., Ferrari, M., Mangano, F. G., Leone, R., & Sorrentino, R. (2016). Focus on Lithium Disilicate Ceramics. *International Journal of Dentistry*, 2016, 10. <https://doi.org/10.1155/2016/9840594>
- Zhang, Y., & Kelly, J. R. (2017). Dental Ceramics for Restoration and Metal Veneering. *Dental Clinics of North America*, 61(4), 797–819. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2017.06.005>

